UNIVERSITÉ DE BORDEAUX
FACULTÉ MIXTE DE MÉDECINE ET DE PHARMACIE

Année 1969 • Thèse n° 232

Contribution à l'étude de la respiration artificielle: influence de la courbe de flux sur la mécanique et les échanges gazeux

Thèse pour le Doctorat en Médecine

présentée et soutenue publiquement

le Mercredi 19 Novembre 1969

par Patrick HAGLUND
Ancien Externe des Hôpitaux de Bordeaux
né le 12 Mai 1942 à JARNAC (Charente)

EXAMINATEURS DE LA THÈSE

MM R. CASTAING, Professeur . . . . . Président

G. NEVERRE, Professeur . . . . . } Juges

G. GILLARDEAU, Agrégé . . . . . }

M. SABATHIÉ, Agrégé . . . . . }

Éditions Bergeret, 2, rue Bergeret - BORDEAUX
— Tél: 91-12-59 —

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41543912_0007

FACULTÉ DE MÉDECINE ET DE PHARMACIE DE BORDEAUX

DOYENS HONORAIRES : MM. G. PORTMANN, R. SIGALAS, F. TAYEAU.
DOYEN : M. H. BRICAUD. — **ASSESSEURS** : MM. J. MASQUELIER, N...

PROFESSEURS HONORAIRES :

MM. CHARRIER, DUBREUIL, CREYX, DARGET, R. SIGALAS, G. PORTMANN, M. RIVIÈRE, R. GIRARD, C. PIFFAULT, R. FABRE, R. DUFOUR, P. FOURMENT, E. AUBERTIN, X. J. DUBECQ, L. MASSÉ, A. LACHAPÈLE, G. VITTE, J. DESPONS, G. DUBOURG.

MAITRE DE CONFÉRENCES AGRÉGÉ HONORAIRE : M. BERGER.

PROFESSEURS TITULAIRES

MM.	
P. DELMAS-MARSALET	Clinique des maladies nerveuses et mentales.
P. DERVILLÉE	Médecine légale et Médecine du travail.
R. MANDOUL	Zoologie et parasitologie.
R. CASTAGNOU	Toxicologie et hygiène appliquée.
J. REBOUL	Carcinologie.
P. MESNARD	Chimie organique et Chimie analytique.
R. GRANDPIERRE	Physiologie.
P. BROUSTET	Clinique médicale cardiologique.
N.	Clinique chirurgicale.
F. TAYEAU	Biochimie médicale A.
G. MAYER	Histologie et embryologie.
P. BLANQUET	Physique nucléaire appliquée et radiobiologie.
R. SARIC	Clinique médicale.
L. POUYANNE	Clinique chirurgicale orthopédique et traumatologique.
J.-J. DUBARRY	Hydro-climatologie thérapeutique et clinique des maladies de l'appareil digestif.
F.-J. TRAISSAC	Clinique thérapeutique.
R. MAHON	Clinique d'accouchements.
R. PAUTRIZEL	Immunologie et biologie parasitaire.
Mlle G. ROUGIER	Biologie appliquée à l'éducation physique et aux sports.
G. MOUSTARDIER	Bactériologie.
E. BESSIÈRE	Clinique ophtalmologique.
H. LEGER	Anatomie pathologique.
J. MASQUELIER	Matière médicale.
G. MORETTI	Clinique médicale propédeutique et médecine tropicale.
N.	Clinique oto-rhino-laryngologique.
P. LAUMONIER	Clinique chirurgicale pleuro-pulmonaire.
J. LENG-LÉVY	Clinique médicale et des maladies infectieuses.
R. LETAC	Pathologie et recherche chirurgicales.
R. QUILICHINI	Pharmacie galénique.
E. NEUZIL	Biochimie médicale B.
R. STOLL	Biologie.
J. LANGE	Clinique urologique.
P. FRÉOUR	Hygiène et Clinique de pneumophtisiologie.
F. RIGAUD	Anatomie.
J. FAURE	Médecine expérimentale et physiopathologie.
N.	Clinique chirurgicale des maladies cardiaques.
J. VILLAR	Clinique gynécologique.
P. LE COULANT	Clinique des maladies cutanées et syphilitiques.
M. BERGOUIGNAN	Pathologie nerveuse et mentale.
J. DUHAMEL	Physique médicale et pharmaceutique.
R. BABIN	Pharmacie chimique.
H. CHOUSSAT	Pathologie médicale.
L. CHASTRUSSE	Clinique obstétricale.
P. VERGER	Clinique médicale des maladies des enfants.
F. LAPORTE	Chirurgie générale.
R. TINGAUD	Clinique chirurgicale.
H. LAUBIE	Botanique et cryptogamie.
Cl. RICHIR	Anatomie pathologique.
R. GOLSE	Chimie générale et Chimie minérale.
J. BAILENGER	Zoologie et biologie animale.
J.-Cl. COLLETER	Chimie analytique.
H. BRICAUD	Médecine générale.
P. BENOIT	Clinique odonto-stomatologique.
Cl. MARTIN-DUPONT	Clinique néphrologique
J. CANELLAS	Pharmacodynamie et hydrologie.
R. CANIVENC	Histologie.
G. DELORME	Electroradiologie.
J. DEPAULIS	Séméiologie chirurgicale.
J. RIVIÈRE	Séméiologie médicale.
H. DULONG DE ROSNAY	Bactériologie.
R. CROCKETT	Chimie organique et chimie analytique.
R. DARMAILLACQ	Chirurgie générale.
H. POUYANNE	Clinique neuro-chirurgicale.

PROFESSEURS SANS CHAIRE

MM.	
J. DAVID-CHAUSSÉ	Médecine générale.
J. MARQUEVIELLE	Biochimie médicale.
M. BLANC	Neuro-psychiatrie.
Cl. MASSÉ	Chirurgie générale.
R. MARAUD	Histologie et embryologie.
P. DU PASQUIER	Bactériologie.
J. STAEFFEN	Médecine générale.
J.-P. DUBECQ	Obstétrique.
G. NEVERRE	Physiologie.
J. MEUNIER	Histologie.
A. SERISÉ	Hygiène.
P. FERRET-BOUIN	Physique médicale.
J. VIDEAU	Anatomie.
R. CASTAING	Médecine générale et thérapeutique.
P. BLANCHOT	Médecine générale.
L. DOUTRE	Chirurgie générale.
P. LOISEAU	Neuro-psychiatrie.
Cl. VRIGNAUD	Physique pharmaceutique.
P. SOURREIL	Dermato-vénéréologie.

MAITRES DE CONFERENCES AGRÉGÉS :

MM.	
R. JENSEN	Chimie biologique.
J. BROUSSIN	Electroradiologie.
R. TESSIER	Pneumo-phtisiologie.
Mme J. SÉCHET	Biochimie médicale.
C. LAGARDE	Carcinologie.
C. BÉRAUD	Thérapeutique.
H. LAZARINI	Médecine légale et Médecine du travail.
J. SOUMIREU-MOURAT	Obstétrique.
G. CABANIEU	Médecine générale.
R. LE LOURD	Pneumo-phtisiologie.
L. COURAUD	Chirurgie générale.
J. BENTÉGEAT	Hématologie.
L. ARNÉ	Médecine générale et thérapeutique.
Cl. MARTIN	Pédiatrie.
R. BAUTE	Cryptogamie.
V. DARGELOS	Microbiologie.
Mlle S. LARCEBAU	Toxicologie.
C. WONÉ	Médecine générale et thérapeutique.
J. JULIEN	Médecine générale et thérapeutique.
J.-J. BATTIN	Pédiatrie.
M. DALLOCCHIO	Cardiologie et maladies vasculaires.
J. AUBERTIN	Maladies infectieuses.
P. VÉRIN	Ophtalmologie.
M. GOT	Neuro-chirurgie.
J. TAVERNIER	Electroradiologie : diagnostic et thérapeutique.
J. VINCENT	Physiologie et explorations fonctionnelles.
L. CHEVAIS	Anesthésiologie.
G. GILLARDEAU	Anesthésiologie.
J. HONTON	Orthopédie et traumatologie.
M. BOMBART	Orthopédie et traumatologie.
A. HUGUES	Cancérologie.
M. SABATHIÉ	Anesthésiologie.

AGRÉGÉS EN EXERCICE :

MM.	
M. PORTMANN	Oto-rhino-laryngologie.
F. BALLANGER	Urologie.
P. BIRBIS	Chirurgie générale.
J.-P. CALAMEL	Chirurgie générale.
L. TEXIER	Dermato-syphiligraphie.
R. GENESTE	Orthopédie.
F. FONTAN	Chirurgie générale.
J. LASSERRE	Orthopédie.

AGRÉGÉS LIBRES

MM.	
G. FAUGÈRE	Obstétrique.
M. L'ÉPÉE	Médecine légale.
H. CABANIÉ	Anatomie.
L. CORCELLE	Ophtalmologie.

CHARGÉS DES FONCTIONS DE MAITRE DE CONFÉRENCES :

MM.	
P. BONJEAN	Anatomie.
M. LAHOURCADE	Parasitologie.
M. SENTENAC	Anatomie.
G. DELMON	Anatomie pathologique.
J. TRIBOULEY	Immunologie, sérologie.
F.-X. MICHELET	Stomatologie.
E. JOUZIER	Chimie biologique (Pharmacie).
L. PINSON	Oto-rhino-laryngologie.
F. COHADON	Neuro-chirurgie.
J.-Cl. ROQUES	Physique médicale.
P. ESCHAPASSE	Physique médicale.
J. PACCALIN	Médecine générale et thérapeutique.

Le Conseiller administratif, Chef des services administratifs
André ARGILAS.

L'Attaché d'administration universitaire, Directeur du cabinet :
Madame M. C. CHAPENOIRE.

Par délibération du 5 août 1879, la Faculté a arrêté que les opinions émises dans les thèses qui lui sont présentées doivent être considérées comme propres à leurs auteurs, et qu'elle entend ne leur donner ni approbation, ni improbation.

UNIVERSITÉ DE BORDEAUX
FACULTÉ MIXTE DE MÉDECINE ET DE PHARMACIE

Année 1969 • Thèse n° 232

Contribution à l'étude de la respiration artificielle: influence de la courbe de flux sur la mécanique et les échanges gazeux

Thèse pour le Doctorat en Médecine

présentée et soutenue publiquement

le Mercredi 19 Novembre 1969

par Patrick HAGLUND
Ancien Externe des Hôpitaux de Bordeaux
né le 12 Mai 1942 à JARNAC (Charente)

EXAMINATEURS DE LA THÈSE

MM R. CASTAING, Professeur . . . . . Président

G. NEVERRE, Professeur . . . . . } Juges

G. GILLARDEAU, Agrégé . . . . . }

M. SABATHIÉ, Agrégé . . . . . }

Éditions Bergeret, 2, rue Bergeret - BORDEAUX
— Tél: 91-12-59 —

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

A MA MERE

En témoignage de ma profonde affection.

A TOUTE MA FAMILLE

A MES CAMARADES DE L'EXTERNAT

A L'EQUIPE MEDICALE
DU CENTRE DE REANIMATION RESPIRATOIRE

AUX INFIRMIERES, AUX LABORANTINES et A TOUT LE PERSONNEL
DU CENTRE DE REANIMATION RESPIRATOIRE

AUX ELEVES DE L'ECOLE D'INFIRMIERES AIDE-ANESTHESISTES

Au Docteur J. DUPOUX

En le remerciant des conseils amicaux dont il me fait bénéficier.

Au Docteur J.C. FAVAREL-GARRIGUES

Ancien Interne
Ancien Chef de Clinique
Assistant d'Anesthésiologie
Assistant des Hôpitaux

Tu as sû me faire comprendre et aimer la réanimation. Je te remercie de ton enseignement et de la qualité de ton amitié.

Au Docteur J.P. CARDINAUD

Ancien Interne des Hôpitaux
Chef de Clinique - Assistant des Hôpitaux

Ce travail te doit beaucoup. Je suis heureux de pouvoir t'exprimer ici mes remerciements et ma gratitude.

A Madame le Docteur M. BELLET

Stagiaire de Recherche de l'I N S E R M
Certificat d'Etudes Spéciales de Médecine du Travail

dont l'aide nous fut précieuse.

A Mademoiselle le Docteur M.M. DUMAZEAUD

Attaché de Recherche de l'I N S E R M
Certificat d'Etudes Spéciales de Pédiatrie
et de Puériculture

J'ai pu apprécier votre compétence et vos conseils.

Je voudrais vous exprimer ma reconnaissance.

A Mademoiselle le Docteur L. FERRUS

Attaché de Recherche de l'I N S E R M
Certificat d'Etudes Spéciales de Médecine du Travail

Avec une compétence et une gentillesse toujours égale, vous avez bien voulu effectuer pour nous les analyses de base de cette étude.

Nous sommes heureux de vous exprimer ici nos remerciements.

A Madame le Docteur A. BRACHET

Chef de Travaux, Assistant de Biologie des Hôpitaux

En hommage respectueux.

A Monsieur le Professeur G. MORETTI

Professeur de Clinique médicale propédeutique
et Médecine tropicale
Médecin des Hôpitaux, Chef de Service
Médecin des Hôpitaux maritimes
Officier de la Légion d'honneur
Croix de Guerre 1939-1945
Officier des Palmes académiques
Chevalier du Mérite maritime
Chevalier de l'Etoile d'Anjouan
Mérite de l'Afrique Noire

Tout au long de nos études, vous nous avez prodigué à titre amical, conseils et encouragements.

Ce travail est un faible témoignage de notre reconnaissance.

En hommage respectueux.

A NOS JUGES

Monsieur le Docteur M. SABATHIE

Maître de Conférences Agrégé d'Anesthésiologie
Anesthésiologiste des Hôpitaux

Nous vous remercions de l'honneur que vous nous faites d'être notre juge.

Monsieur le Docteur G. GILLARDEAU

Maître de Conférences Agrégé d'Anesthésiologie
Anesthésiologiste des Hôpitaux

Vous avez guidé nos débuts en réanimation respiratoire. Nous avons pu admirer votre compétence et votre dévouement.

Vous avez bien voulu accepter d'être notre juge. Nous vous en remercions.

Monsieur le Professeur G. NEVERRE

Professeur sans Chaire (Physiologie)
Biologiste des Hôpitaux (Exploration fonctionnelle)
Chevalier de la Légion d'Honneur
Croix de Guerre 1939-1945
Chevalier des Palmes académiques

Vous vous êtes intéressé à ce travail et l'avez fait bénéficier de la clarté de votre enseignement et des ressources de votre culture scientifique.

Veuillez accepter ce gage de notre reconnaissance.

A NOTRE PRESIDENT DE THESE

Monsieur le Professeur R. CASTAING

Professeur sans Chaire (Médecine générale et Thérapeutique)
Médecin des Hôpitaux, Chef de Service
Chevalier des Palmes académiques

Mon cher Maître,

Après nous avoir accueilli avec bienveillance dans votre Service, vous nous avez permis de participer aux multiples activités du Centre de Réanimation.

L'atmosphère de travail et de bonne entente que vous avez sû créer et entretenir au sein de l'équipe médicale du Service est l'objet de notre constante admiration.

Vous avez bien voulu nous considérer comme un de vos élèves, guider notre carrière médicale, et nous confier l'étude d'un problème qui vous préoccupe.

Nous vous remercions d'avoir accepté de présider cette thèse.

Nous vous assurons de notre vive gratitude et de notre sincère dévouement.

CONTRIBUTION A L'ETUDE

DE LA RESPIRATION ARTIFICIELLE :

INFLUENCE DE LA COURBE DE FLUX

SUR LA MECANIQUE ET LES ECHANGES GAZEUX.

INTRODUCTION

L'utilisation de la ventilation artificielle à l'aide de respirateurs mécaniques s'est largement répandue au cours de ces vingt dernières années, qu'il s'agisse d'une utilisation temporaire pour des besoins anesthésiques, ou prolongée dans le cas d'une réanimation au long cours.

La généralisation d'un tel procédé thérapeutique a provoqué la floraison d'un nombre impressionnant d'appareils de conceptions mécaniques diverses (MUSHIN), et, il faut bien le dire, de qualités très inégales, malgré les progrès incontestables réalisés dans la fabrication et la fiabilité.

Ces appareils et leur nomenclature ont fait l'objet de tentatives de classifications, que nous rappellerons, en soulignant que celles-ci ne tiennent aucun compte de l'effet de ces appareils sur l'équilibre respiratoire des sujets qui y sont soumis.

Tout ceci a recréé un regain d'intérêt pour les recherches expérimentales concernant les effets de la respiration artificielle. La plupart de ces travaux ont étudié les échanges gazeux et l'influence des pressions sur l'hémodynamique de la petite circulation et de la circulation systémique. La part qui revient aux perturbations de la distribution gazeuse, sans doute importante, reste encore à préciser.

C'est la raison pour laquelle, reprenant les moyens classiques d'étude de la ventilation et du débit cardiaque, nous avons cherché à voir quelles étaient les modifications ventilatoires ou circulatoires induites par le flux gazeux, dont les caractéristiques varient avec le type de respirateur. Pour ce faire, nous avons utilisé deux appareils générateurs, l'un d'un flux constant, l'autre d'un flux accéléré. Cette étude a porté à la fois sur les caractéristiques mécaniques de la ventilation, sur les échanges gazeux et l'hématose.

$$$$$$$$$$
$$$$$$

LES RESPIRATEURS ARTIFICIELS

P L A N

A) LES DIFFERENTES CATEGORIES DE RESPIRATEURS.

1) Les caractéristiques générales.

2) D'après les Etudes Modernes se dégagent 2 grands types de machines.
   - a- Les respirateurs à action externe ;
   - b- Les insufflateurs.

B) LES INSUFFLATEURS :

1) Mode d'Inversion du Cycle respiratoire :
   - a- Une fraction de temps prédéterminée sur l'appareil ;
   - b- Une pression prédéterminée sur l'appareil ;
   - c- Un volume prédéterminé sur l'appareil.

2) Types de courants Gazeux contrôlés par l'appareil :
   - a- Les générateurs de débit ;
   - b- Les générateurs de pression.

3) Limitation et arrêt du courant gazeux :
   - a- Système sensible à une pression maximale fixée ;
   - b- Système de détermination préalable d'un volume minute maximal ;

4) Possibilité de réaliser une expiration active.

5) Les autres caractéristiques :
   - a- L'énergie motrice ;
   - b- Le mode d'initiation du cycle respiratoire ;
   - c- Les systèmes de sécurité ;
   - d- Utilisation en anesthésie.

Les procédés de ventilation artificielle sont multiples et de conceptions très différentes. Les classifications sont presque aussi nombreuses (CARA, 1960, 1967; HARMEL ; HERZOG H. 1965; HOLADAY et RATTENBORG; JOLIS; MUSHIN; RADFORD; SAFAR 1965). Elles réunissent les appareils en plusieurs catégories, selon qu'ils possèdent ou non, une ou plusieurs caractéristiques données.

Bien que cette revue générale apporte peu au but poursuivi par ce travail, au risque même d'en alourdir la lecture, il n'est pas inutile de rappeler ces classifications.

Nous allons envisager :

- Les différentes catégories de respirateurs artificiels.
- Le cas particulier des insufflateurs.
- Le cas des deux appareils qui ont servi à notre étude.

A) *LES DIFFERENTES CATEGORIES DE RESPIRATEURS.*

1) CARACTERISTIQUES GENERALES :

Il existe, en France, une définition légale (arrêtés du 1/10/1956 et du 09/03/1961), qui divise les respirateurs en deux types (appareils à usage médical, et appareils de premier secours), et prévoit les conditions de sécurité nécessaires à leur homologation.

En outre, de nombreuses propriétés ont permis autant de classifications, basées sur l'énergie motrice, les réglages possibles, les mélanges utilisables, le type d'utilisation du respirateur (anesthésie, ventilation prolongée, secourisme), les constantes ventilatoires déterminées (pression, volume, temps). Cette dernière classification paraît la plus intéressante et nous aurons l'occasion d'y revenir.

2) D'APRES LES ETUDES MODERNES SE DEGAGENT DEUX GRANDS TYPES DE MACHINES :

a- Les respirateurs à action externe.

Ils agissent par l'intermédiaire de la cage thoracique. RADFORD les définit comme des appareils à courant gazeux non modulé par le système de ventilation. Ce sont

- Les ceintures et les leviers qui produisent une expiration active ,

- les dispositifs utilisant l'excitation électrique du nerf phrénique (appareils de DJOURNO, de SARNOFF),

- Les respirateurs dont l'action réalise un balancement (brancard basculant de F.C.EVE, lit basculant de LEROY, lit basculant d'EMERSON), ou produit des variations alternatives de pression ("Poumon d'acier", cuirasses).

b- Les insufflateurs :

Leur action est interne, réalisant une respiration à pression positive intermittente (Intermittent Positive Pressure Breath, ou I.P.P.B.), par mobilisation directe du mélange gazeux inhalé (MUSHIN, SAFAR). Ce sont, pour RADFORD, les "systèmes à courant gazeux modulé par la machine".

Nous laisserons de côté les respirateurs agissant par action externe, pour n'envisager que les insufflateurs.

B) *LES INSUFFLATEURS.*

Ces appareils sont, le plus souvent, classés selon leur mode d'action sur le cycle respiratoire :

- mode de passage successif de l'insufflation à l'exsufflation, c'est-à-dire mode d'inversion des phases du cycle respiratoire.
- types de courants gazeux utilisés.
- moyens de limitation du courant gazeux.
- contrôle des débits inspiratoires et expiratoires.
- systèmes d'auto-déclenchement et de sécurité.

Ces éléments sont rassemblés dans le tableau 1, inspiré de celui de SAFAR. Nous y avons mentionné un certain nombre d'appareils couramment utilisés en France.

Nous allons successivement envisager ces différents modes de classification, en précisant qu'ils se recoupent souvent.

1) MODE D'INVERSION DU CYCLE RESPIRATOIRE :

Pour la plupart des appareils, seule la durée de l'inspiration est active, la durée de l'inspiration et celle de l'expiration sont prédéterminées. La fin de l'inspiration est ainsi reliée à :

TABLEAU I - *Classification des respirateurs (d'après SAFAR)*

RESPIRATEURS	BIRD MARK 7	BIRD MARK 8	BIRD MARK 7 et 8 ANESTHESIA	BENNET P.R. 1 A	BENNET P.R. 2	BENNET ANESTHESIA ASSISTOR	CELOG 2	CELOG 4	M.M.S. 104	ENGSTROM 150	RADCLIFFE	PRAEGER POLIOMAT	DRAEGER SPIROMAT	BARNET	BLAESE P.3	S.F.4 C.S.	R.P.R. 3
Valves de Sécurité															+	+	+
Apport Suppl. d'O_2																	
Humidificateurs																	
Débit exp. contrôlé	+	+	+		±			±	+	+						+	+
Débit Insp.Contrôlé	+	+	+		+		+	+	+	+						+	+
Energie Motrice gaz	+	+	+	+	+		+	+			+			+			+
Energie motrice Elec.									+	+	+	+			+	+	
Circuit anesth. Fermé ou 1/2 fermé			+				±	±		+	+					+	+
Circuit de non "Rebreathing	+	+	+	+	+		+	+	+	+	+	+	+			+	+
Automatique	+	+	+	+	+		+	+	+	+		+		+		+	+
Semi automatique	+	+	+	+	+									+	+	+	
Pression Négative Expiratoire		+	+		+			+	+	+	+	+	+		+	+	+
Limitation de volume								+	+	+						+	+
Limitation de Pression											++					+	
Générateur de Pression Constante	+	+	+	+	+						+	+		+			+
Générateur de Débit Constant	+	+	+				+	+	+				+		±	+	+
Réglée par le vol. ou transformation							+	+	+							+	+
Réglée par la pression	+	+	+	+	+							+			+		

a- Une fraction de temps prédéterminée sur l'appareil.

Ce sont les "time cycled respirators" de MUSHIN. Leur fréquence est variable. Le rapport I/E étant fixe, la durée de l'inspiration dépend de la fréquence, pour la plupart de ces appareils.

On trouve ici :

- le BENNET PR1 et PR2
- l'ENGSTRÖM,
- les CELOG 2 et 4.

Dans le même groupe, mais un peu à part, on trouve :

- le SF4, où un chronotome permet le découpage en quatre phases du cycle, et la détermination du rapport I/E.

- le RPR, où un réglage du système "vitesse d'insufflation" permet de réduire ou d'augmenter la durée de l'inspiration. Dans ce cas, la fréquence des cycles respiratoires peut être modifiée.

b- Une pression prédéterminée sur l'appareil.

Ce sont les "pressure cycled respirators" de MUSHIN, relaxateurs de pression de CARA, appareils dits "manométriques". On choisit ici une pression limite. Une fois celle-ci atteinte, l'inversion du cycle respiratoire se déclenche, quel que soit le volume gazeux insufflé. Tels sont ainsi :

- les appareils BIRD Mark 7,8,4 et BIRD 8 ANESTHESIA
- DRAEGER POLIOMAT
- le BLEASE P3.

c- *Un volume prédéterminé.*

Ce sont les "volume cycled respirators" de MUSHIN, relaxateurs de volume de CARA, ou appareils dits "volumétriques". Ce sont des machines à fréquence variable, dépendant des résistances et du volume insufflé, le rapport I/E étant fixé. L'appareil inverse sa phase dès que le volume choisi a été délivré, quelles soient les pressions réalisées, et quelle que soit la durée de l'insufflation fixée. Le type en est le RPR, dans son modèle RP 3.

On a voulu ranger dans cette catégorie de respirateurs "volumétriques" les CELOG, l'ENGSTRÖM, le SF4. En fait ils appartiennent à la classe "time cycled", car par construction, le volume préréglé passe dans un temps déterminé par l'utilisateur, fonction de la fréquence et du rapport I/E.

2) *TYPES DE COURANTS GAZEUX CONTROLES PAR L'APPAREIL.*

L'étude des modèles physiques et mathématiques a permis de définir :

a- *Les générateurs de débit :*

Ces appareils sont capables d'imposer, quelles que soient les résistances du sujet, un débit gazeux, constant ou non. Les pressions sont ainsi variables. Le débit gazeux est fourni par :

- une pompe à piston ou une turbine, engendrant :
  - . un débit sinusoïdal (ENGSTRÖM, SPIROMAT)
  - . un débit constant, "carré" (SF4 par exemple).

- une source de gaz à haute pression :

  . BIRD, théoriquement, à condition que le système VENTURI ne soit pas branché.
  . CELOG 2
  . AIR SHIELD ELECTRONIC et VENTIMETER N,
  . BLEASE P3.

b- Les générateurs de pression :

L'appareil impose une pression généralement constante pendant toute la durée de l'insufflation. Dans ce cas, le débit est variable, et dépend des résistances thoraco-pulmonaires, ou des résistances internes de l'appareil. On trouve, en principe dans cette catégorie, les appareils suivants :

. RPR et RADCLIFFE : la pression est délivrée par un soufflet mû par un poids.

. les respirateurs BARNET, BIRD, DREAGER-POLIOMAT.

En réalité, tous ces appareils sont aussi des générateurs de débit. Le système Venturi peut modifier les caractéristiques des machines, surtout lorsqu'elles travaillent en régime de hautes pressions.

3) LIMITATION ET ARRET DU COURANT GAZEUX.

Il se réalise grace à :

a- Un système sensible à une pression maximale fixée :

On trouve par exemple le MOERCH 2 SURGICAL, et tous les appareils comportant une valve de surpression, réalisant un dispositif de sécurité sur le circuit d'insufflation.

b- Un système de détermination préalable d'un volume-minute maximal :

. MOERCH 2
. BENNET ANESTHESIA ASSISTOR
. ENGSTRÖM
. SF4
. CELOG 2 et 4
. RPR.

4) POSSIBILITE DE REALISER UNE EXPIRATION ACTIVE.

C'est la respiration en pression alternativement positive et négative (NPPB). Nous trouvons ici de nombreux appareils :

. BIRD MARK 8
. BENNET P R 2
. ENGSTRÖM
. BLEASE
. SF4
. CELOG 4

La plupart utilisent, pour créer une pression négative au temps expiratoire, l'effet Venturi. Le SF4 agit par un système de pompe à piston.

Dans tous les cas, l'importance de la pression négative est réglable.

5) LES AUTRES CARACTERISTIQUES.

a- L'énergie motrice :

- Gaz comprimés, qui alimentent la plupart des respirateurs dits "manométriques".
- L'électricité.

b- Le mode d'initiation du cycle respiratoire :

- Automatique,

- Semi-automatique, utilisant un système d'échappement (Trigger), c'est-à-dire un ensemble barosensible comportant une minuterie. Lorsque cet ensemble n'a pas été stimulé par une variation de pression dans les circuits du respirateur, déclenchée par le sujet utilisant la machine, la minuterie, au bout d'un temps préréglé, initie un nouveau cycle respiratoire.

c- Mise en place de système de sécurité contrôlant :

- Les surpressions et les chutes de pressions dans les circuits qui alimentent le malade.

- La tension d'alimentation du moteur.

d- Utilisation en anesthésie :

Elle peut se faire en circuit "fermé", "semi-ouvert", "ouvert", en circuit de "non-rebreathing".

Au total, ces classifications attirent surtout l'attention sur les caractéristiques mécaniques des respirateurs, ou leurs modalités d'utilisation. Aucune n'envisage leur action sur la physiologie respiratoire et circulatoire, ou leur efficacité clinique qui, par définition, est supposée satisfaisante.

Par opposition à ces classifications descriptives, mais qui n'évitent pas une certaine ambiguité, puisque certains appareils peuvent se retrouver à cheval sur les catégories décrites, voire même dans deux ou trois catégories différentes, la classification proposée par les auteurs suédois (NORLANDER 1965) d'allure plus finaliste, paraît séduisante par sa simplicité.

En ce qui concerne les appareils volumétriques, ils décrivent trois types selon la forme de la courbe de flux, et en fonction de l'énergie qu'ils développent. Il y a :

- les respirateurs qui travaillent à un niveau d'énergie constant. Ils ont un flux constant et une puissance limitée.

- ceux dont le flux est constant, mais qui possèdent une réserve d'énergie mobilisable. Leur puissance est considérable. On peut trouver ici : le SF4, le RPR, les CELOG.

- les derniers enfin ; la force du générateur s'accroît pendant l'inspiration. Il y a accélération du flux. Le débit délivré est variable, et appliqué au malade par l'intermédiaire d'une action pneumatique indirecte sur un circuit secondaire d'insufflation. Le type est le respirateur volumétrique d'ENGSTRÖM.

Pour ces auteurs, (NORLANDER 1968), le débit gazeux conditionne la distribution, et donc l'efficacité ventilatoire du respirateur.

Ce travail est une contribution à l'étude de ce problème. Pour ceci, nous avons étudié la ventilation, le débit cardiaque, les échanges gazeux et la mécanique respiratoire de malades soumis à une assistance ventilatoire avec deux appareils, l'un à débit constant, l'autre à débit sinusoïdal. Nous avons choisi, comme type de générateur à débit constant, le SF4 (insufflateur fonctionnant en IPPB et NPPB, à fréquence variable, mais à rapport I/E variable et réglable, générateur de débit et relaxateur de volume) ; comme type d'appareil à flux variable, L'ENGSTRÖM (insufflateur fonctionnant en IPPB et NPPB, possédant un circuit primaire de pression, à fréquence variable mais à rapport I/E fixe, générateur de débit et relaxateur de volume).

$$$$$$$$$$
$$$$$$

MATERIEL ET METHODES

P L A N

A) HISTOIRE CLINIQUE DES MALADES EXPLORES :

1) Résumé des observations :

2) Critiques :

B) LE MATERIEL ET LES METHODES UTILISES :

1) Etude de la mécanique Ventilatoire :

a- Rappel physiologique :
- . compliance
- . résistance
- . travail
- . puissance

b- Le matériel :
- . montage
- . description.

c- Exploitation des tracés :
- . la compliance
- . la résistance

2) Les Echanges Gazeux :

a- Recueil du sang et de l'air
- . le sang
- . l'air

b- Les mesures :
- . gaz du sang
- . gaz expiratoires
- . volumes gazeux expirés.

c- Le calcul permet d'obtenir un certain nombre de valeurs biologiques.
. unités de mesure et corrections
. les résultats.

1/ La ventilation alvéolaire
2/ Le rapport $\dot{V}A/\dot{V}$
3/ Mesure de l'espace mort physiologique $\dot{V}D$, rapport VD/VT.
4/ Etude de la pression partielle d'O_2 dans l'air alvéolaire.

3) Etude du débit cardiaque :
a- Principe et définitions :
b- Mesure du débit cardiaque.
. Indicateur coloré
. Appareillage
. Technique
. Résultats et calcul.

4) Dans quelques cas :
Pression de l'artère pulmonaire.

C) PROTOCOLE D'EXPLORATION FONCTIONNELLE.

1) Introduction

2) Préparation du malade

3) Réglage des appareils
a- pour les deux appareils
b- réglage de $\dot{V}$: variable d'un malade à l'autre.

4) Chronologie des Mesures.
a- 1ère série.
. simultanément
. débit cardiaque
. deuxième série de mesure.

b- 2ème série.

Nous avons exploré 9 malades adultes, admis au Centre de Réanimation Respiratoire pour insuffisance respiratoire aiguë, soumis à une ventilation instrumentale par l'intermédiaire d'une sonde d'intubation de MAGILL (type EYNARD à ballonnet n° 11, 12, 13), ou d'une canule de trachéotomie (canule de SJÖBERG à double ballonnet N° 8, 9, 10).

Notre étude a comporté un certain nombre de mesures, effectuées alors que ces malades étaient en respiration assistée au SF4, puis à l'ENGSTRÖM.

Nous allons envisager successivement :

- l'histoire clinique de ces malades,
- le matériel et les méthodes utilisés,
- le protocole d'exploration.

A) *HISTOIRE CLINIQUE DES MALADES EXPLORES.*

1) RESUME DES OBSERVATIONS.

- Observation n° 1 : MOR..., ; femme de 72 ans. Tétanos en coma vigil du fait de la thérapeutique. Exploration 4 jours après la trachéotomie (canule de SJÖBERG N° 9) et 24 heures après le début de l'assistance respiratoire. Evolution ultérieure : favorable.

- Observation n° 2 : LIM ... ; Syl... ; femme de 45 ans. Coma carus après hémorragie cérébro-méningée. Exploration 48 heures après l'intubation (sonde de MAGILL N° 13), et la mise en respiration assistée. Evolution ultérieure : coma dépassé, décès.

- Observation n° 3 : FAU... ; Bri... ; jeune fille de 17 ans. Coma stade 2, après intoxication barbiturique nécessitant l'intubation (sonde de MAGILL N° 12) et la ventilation instrumentale dès l'admission au C.R.R. Exploration 24 heures après le début de l'hospitalisation. Evolution : guérison.

- Observation n° 4 : DUL... ; Mad ... ; femme de 60 ans. Coma toxique grave (NOZINAN, VALIUM, GARDENAL). Intubation par sonde de MAGILL N° 12, exploration 3 jours après. Evolution : coma prolongé, décès.

- Observation n° 5 : CEA... ; homme de 25 ans. Intoxication par une association de NEMBUTAL et de TRANXENE. Coma profond imposant l'intubation (sonde n° 13) et la ventilation artificielle. Exploration 24 heures après la mise sous respiration assistée. Evolution : guérison.

- Observation n° 6 : PRI... ; homme de 36 ans. Accident vasculaire cérébral, trachéotomisé (canule de SJÖBERG N° 9) pour troubles respiratoires post-opératoires. Exploré 24 heures après la mise en place de la canule, et de la prothèse ventilatoire. Evolution : guérison dans l'immédiat.

- Observation n° 7 : VIM... ; femme de 61 ans. Coma toxique grave, imposant la ventilation assistée, après intubation puis trachéotomie (canule de SJÖBERG N° 8). Exploré 2 jours après la trachéotomie. Evolution : satisfaisante dans l'immédiat.

- Observation n° 8 : AVE... ; Gas ... ; homme de 36 ans. Coma dépassé par hémorragie cérébro-méningée. Trachéotomisé (canule de SJÖBERG N° 9), exploré 24 heures plus tard. Evolution : Décès.

- Observation n° 9 : VER ... ; homme de 57 ans. Coma profond par accident vasculaire cérébral, nécessitant l'intubation (sonde n° 13) et la respiration artificielle. Exploré 24 heures après le début de l'hospitalisation. Evolution : coma prolongé, décès.

Nous avons rassemblé, dans le tableau ci-dessous, les caractéristiques de sexe, d'âge, de taille, de poids et de surface corporelle des sujets explorés.

Malades	*Sexe*	*Age*	*Taille (m)*	*Poids (kg)*	*Surface (m2)*
MOR...	f.	72	1,61	60	1,65
LIM...	f.	45	1,74	62	1,74
FAU...	f.	17	1,64	52	1,54
DUL...	f.	60	1,54	52	1,46
CEA...	m.	37	1,75	67	1,80
PRI...	m.	38	1,70	75	1,86
VIM...	f.	61	1,62	38	1,36
AVE...	m.	36	1,68	68	1,74
VER...	m.	57	1,65	67	1,72

2) CRITIQUES.

Malgré l'hétérogénéité apparente de cette série de malades (4 accidents vasculaires cérébraux, 1 tétanos , 4 intoxications médicamenteuses), notons qu'il s'agit dans tous les cas de sujets aux poumons sains. Ils ont été explorés dans des délais assez brefs après la mise sous respirateur, pour éviter les inconvénients de l'encombrement bronchique. Leur état cardio-vasculaire était stable, sauf dans un cas (observation n° 8), et n'a jamais nécessité de traitement particulier.

Aucun des malades ne présentait d'état fébrile important, la température rectale oscillant entre 37°5 et 38°.

Enfin, pour éviter tout désagrément aux sujets en coma léger ou vigil, nous avons, pendant les mesures, à doses fractionnées et jamais supérieures à celles utilisées au C.R.R. pour des soins divers (radiographies, toilette, dénudation veineuse, etc...), pratiqué l'injection I.V. des drogues suivantes :

- Nembutal : 20 à 100 cg.
- Succinyl-choline : 70 à 500 mg.
- Gallamine : 40 à 120 mg.

En aucun cas, les explorations n'ont modifié l'évolution naturelle de la maladie.

B) *LE MATERIEL ET LES METHODES UTILISES.*

Les mesures effectuées ont permis l'étude de :

- la mécanique ventilatoire,
- des échanges gazeux,
- du débit cardiaque,
- l'hémodynamique pulmonaire dans quelques cas.

1) ETUDE DE LA MECANIQUE VENTILATOIRE.

Après un rappel physiologique, nous envisagerons le matériel nécessaire, et les possibilités d'exploitation des tracés obtenus.

a- Rappel physiologique.

Dans un temps donné, un certain volume d'air entre et sort des poumons, sous l'influence de variations de pression.

Deux sortes de forces s'opposent à ces mouvements gazeux :

- l'élasticité propre des poumons et de la cage thoracique d'une part (propriété statique).

- les frottements engendrés par le passage de l'air dans les voies respiratoires et par les déplacements tissulaires d'autre part (propriété dynamique).

Ces forces sont respectivement exprimées par deux rapports unissant la pression, le débit gazeux et le volume ventilé pendant un cycle respiratoire. :

- la compliance : c'est le rapport entre un changement de volume donné (ΔV) et le changement de pression élastique qui l'a induit (Δ Pel)

$$C = \frac{\Delta V}{\Delta \text{ Pel}}$$

La compliance est exprimée en ml/cm H_2O et traduit la facilité avec laquelle le système thoraco-pulmonaire se laisse distendre.

- La résistance dynamique : elle dépend de deux facteurs, nous l'avons dit, la résistance des voies aériennes aux mouvements gazeux, les résistances tissulaires (poumon et cage thoracique) aux frottements.

D'après les lois des mouvements des gaz, loi de POISEUILLE en régime stable, et loi de VENTURI en régime turbulent, ces résistances sont inversement proportionnelles au débit gazeux ($\dot{V}$). Celui-ci est relié à la pression dynamique par le rapport :

$$R = \frac{P\ dyn}{\dot{V}}$$

Comme la pression dynamique est fonction de la perte de charge (ΔP dyn) on peut écrire :

$$R\ dyn = \frac{\Delta P\ dyn}{\Delta \dot{V}}$$

Pour vaincre ces résistances, les muscles respiratoires ou, le cas échéant, le respirateur doivent développer une certaine puissance (Pw) et donc fournir un travail (W).

En mécanique ventilatoire, la puissance est le produit du débit gazeux par la pression, le travail est une fonction du débit, de la pression, et du temps. Ceci s'exprime mathématiquement par les formules :

$$Pw = k.\Delta P.\dot{V} \text{ en kgm/s}$$

$$W = k.\int_{t0}^{tI} \Delta P.\Delta \dot{V} \text{ soit}$$

$$W = k.\int_{t0}^{tI} Pw.\ \Delta t \text{ en kgm}$$

Le travail est donc l'intégrale de la puissance.

Il est par conséquent, possible d'enregistrer directement Pw et W, à l'aide d'un dispositif électronique. Cette méthode a déjà été utilisée, en respiration spontanée, par PESLIN. Elle a été appliquée à la respiration artificielle par BEHR, ENGSTRÖM, et NORLANDER.

La valeur du travail ainsi obtenu est celle d'un travail mécanique : cette notion, de même que celle de puissance, ne fait pas intervenir le rendement énergétique, et est évidemment différente du coût métabolique de la respiration, mesuré par LILJESTRAND, COURNAND, CAMPBELL ; par contre le travail mesuré par cette technique correspond à celui obtenu par WATSON, de manière différente.

b- Le matériel.

Le montage utilisé est schématisé dans la figure 1. Entre le respirateur et les poumons est intercalé un Pneumotachographe de FLEISCH n° 2 (réponse linéaire de 0 à 1,6 l/seconde).

Il est relié à un capteur différentiel de pression ACB-SCHLUMBERGER type H 50.

Les caractéristiques du capteur sont les suivantes :

- gamme de pression : $\pm$ 2 millibars
- volume interne de la chambre : 1 + 1 ml.
- déplacement de volume : 0,02 ml/2mb.

La réponse dynamique de cet appareil est symétrique et linéaire jusqu'à une fréquence de 30 cycles par seconde.

Le capteur envoie son signal à une chaine RACIA type PMA 64. Celle-ci est connectée à l'enregistreur, permettant l'inscription du débit instantané, et à un intégrateur (V) qui fournit le volume.

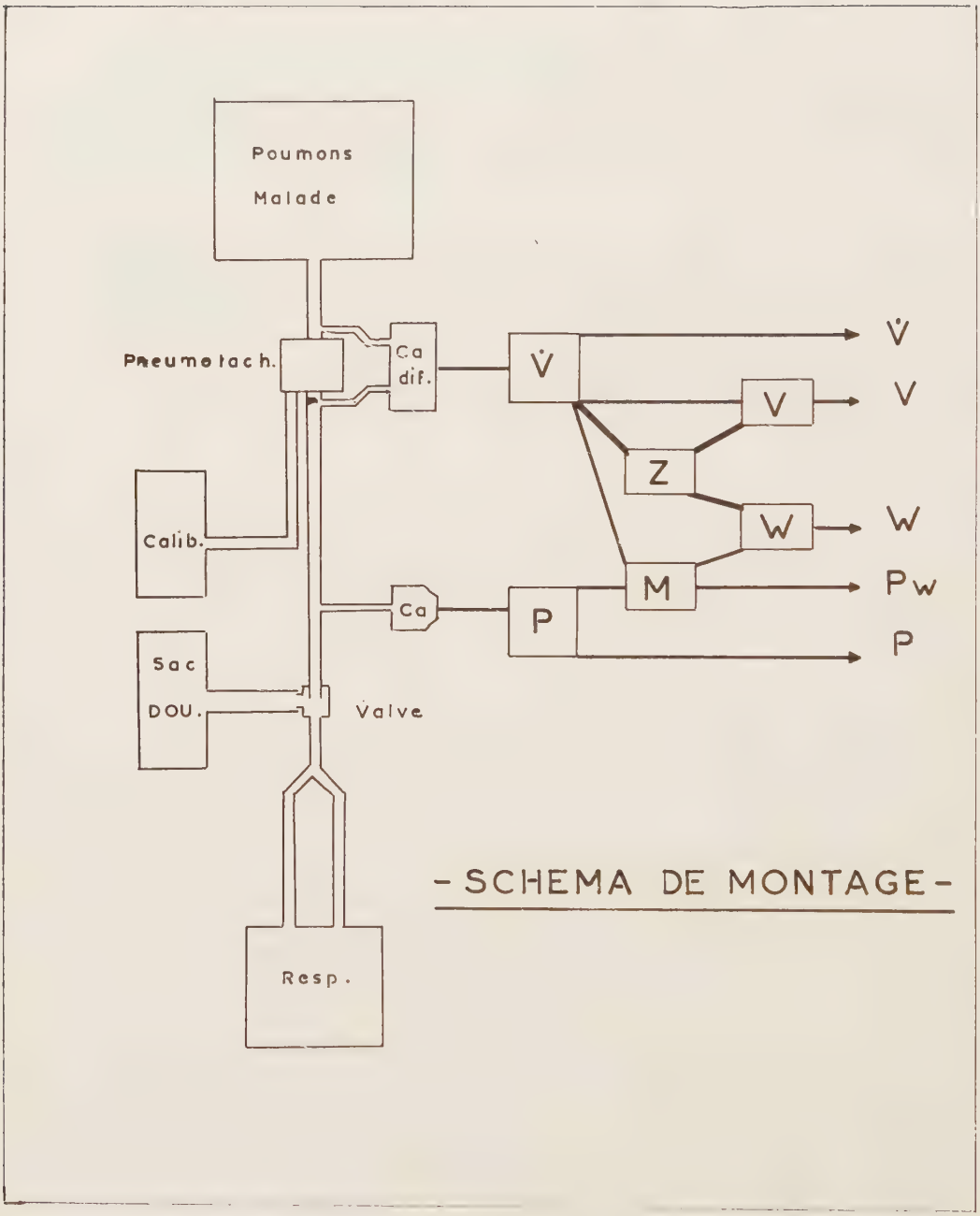


FIGURE 1 - *Schéma de montage des capteurs de pression, du pneumotachographe de l'appareillage électronique qui permettent l'enregistrement des valeurs de volume, pression, débit, puissance, travail; les gaz expiratoires nécessaires à l'étude des échanges gazeux sont recueillis à la sortie de la valve de Godel qui sert de séparateur*

La pression est captée, entre le pneumotachographe et la pièce en Y du respirateur par un manomètre ACB-SCHLUMBERGER, type H 50, amplifiée par une chaine RACIA type PMA 64 (P) et enregistrée.

Les caractéristiques du capteur sont les suivantes :

- volume interne de la chambre de mesure : 1 ml.
- déplacement de volume : 0,02 ml/100 mmHg.
- fréquence naturelle de l'ensemble : supérieure à 70 Hz.

Une calculatrice effectue à chaque instant le produit du débit et de la pression. Sa linéarité est supérieure à 3 %. On peut enregistrer ainsi la puissance et, par l'intermédiaire d'un intégrateur (W), le travail.*(1)*

Les intégrateurs V et W sont remis automatiquement à zéro à chaque cycle respiratoire par un dispositif électronique (Z) repérant les points de débit nul au niveau de la chaine de débit.

L'ensemble des données est recueilli sur un oscilloscope multipistes et enregistré sur une caméra U.V. SAN'EI, utilisant un galvanomètre à miroir pratiquement dénué d'inertie à bande passante de 1000 Hertz.

On dispose donc d'un enregistrement simultané du débit, de la pression, du volume, de la puissance et du travail (fig. 2)

(1) Constructeur : RACIA - Bordeaux.

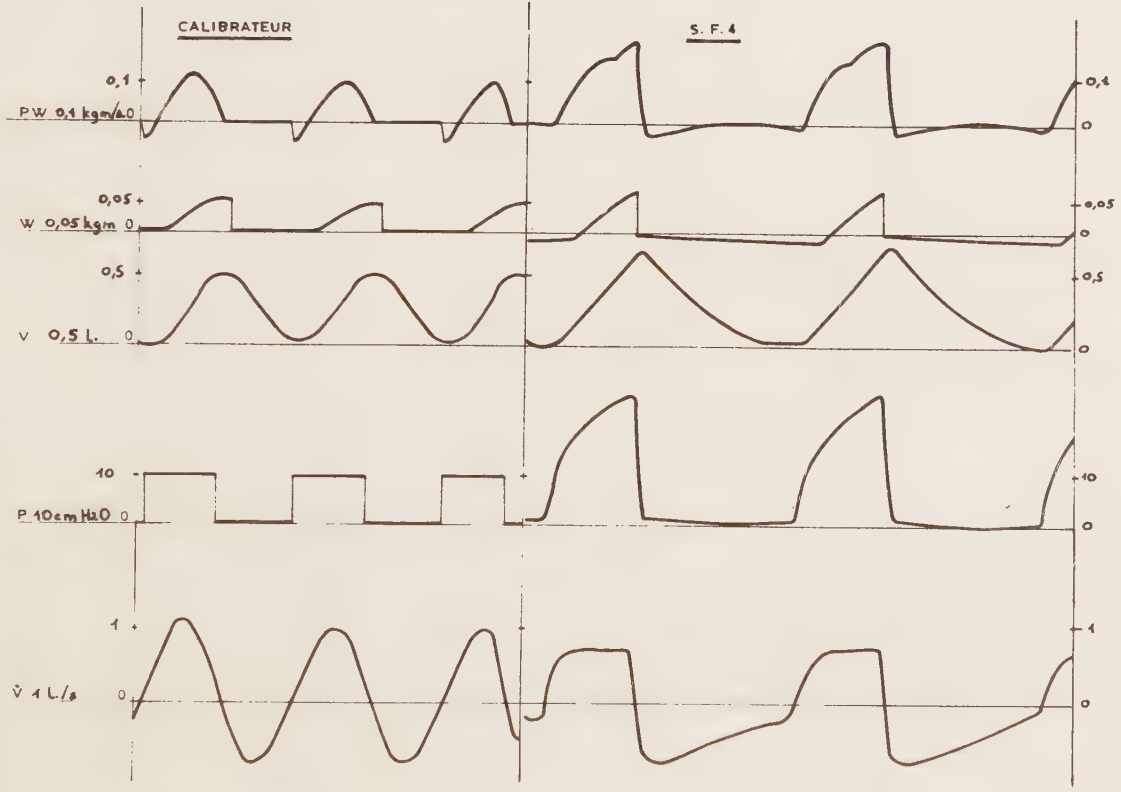


FIGURE 2 - a) *Enregistrement des courbes de débit, pression, volume, travail, puissance : calibrateur - SF_4.*

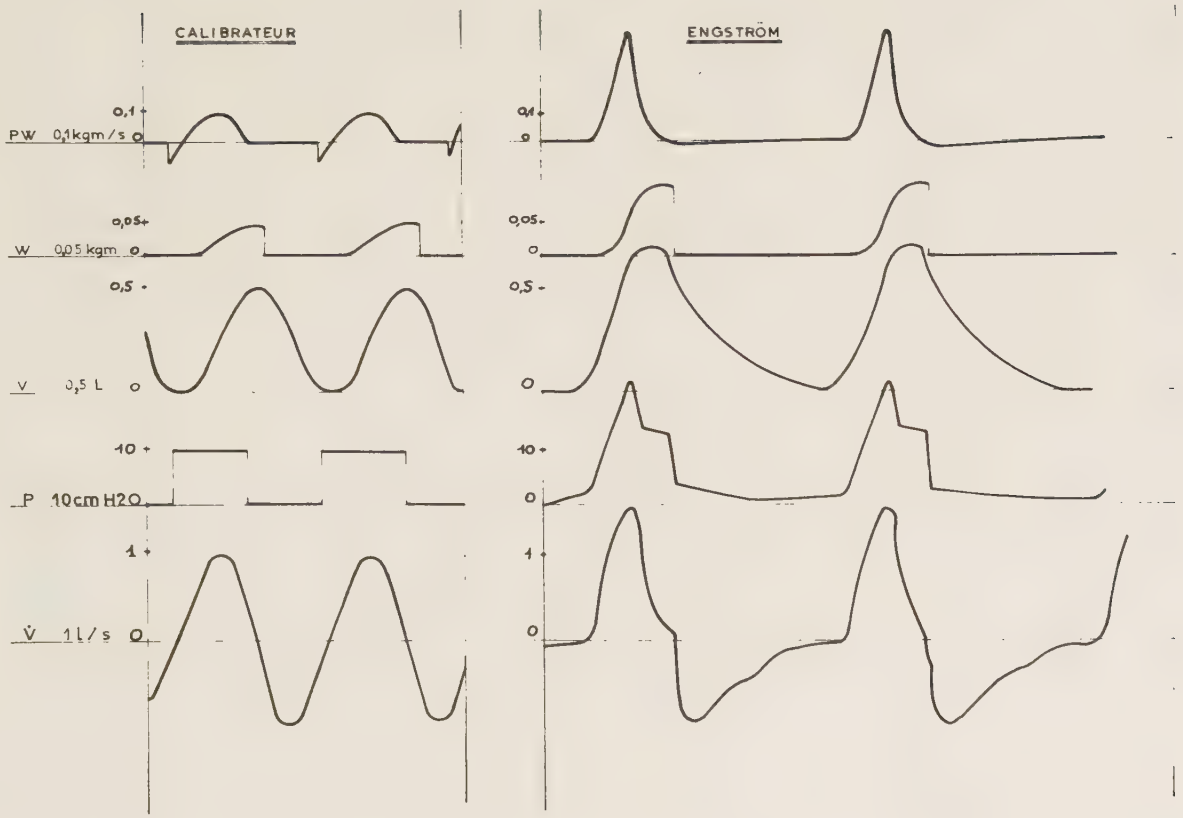


FIGURE 2 - b) *Enregistrement des courbes de débit, pression, volume, travail, puissance : calibrateur Engström.*

L'ensemble est étalonné à l'aide d'un pneumotachographe relié à un calibrateur (HERZOG P., NORLANDER OP).

c- *Exploitation des tracés.*

A partir de l'enregistrement simultané (fig. 2) du débit instantané, du volume courant et de la pression prise à la trachée, nous avons calculé la compliance et la résistance des voies respiratoires du malade.

- *La compliance :*

Elle est calculée à l'aide de la pression totale appliquée aux poumons et mesurée au niveau de la trachée. Il s'agit donc de la compliance globale thoraco-pulmonaire. La pression est mesurée à la fin de l'inspiration, au moment où le débit s'annule. Dans le cas de l'Engström, ΔP correspond alors à la fin du plateau caractéristique (fig. 2) de l'appareil. Dans le cas du SF4, ΔP est, au contraire, une pression de crête puisque la pression de l'appareil va en croissant tout au long de l'insufflation.

- *La résistance :*

Elle a été calculée pour la période d'insufflation. Il faut d'abord déterminer la valeur de la pression dynamique au point du cycle considéré. Celle-ci est égale à :

Pression totale - Pression élastique.

On pourrait d'après MAC-ILROY, tracer la pression élastique sur l'enregistrement de la pression totale en reliant les points correspondant au passage à zéro du débit. La surface comprise entre cette droite et l'enregistrement lui-même représente la pression dynamique, qu'on obtient par planimètrie.

Nous avons adopté une méthode plus rapide (MARSHALL R. 1965) qui donne sensiblement les mêmes résultats, pour calculer la pression dynamique . La compliance étant la même pour toute la durée de l'insufflation, la pression élastique est représentée par une droite, tant que le volume courant ne sort pas des limites de la capacité vitale.

A chaque instant la pression élastique est donnée par la formule :

$$\frac{V}{C}$$

En effet on a :

$$\frac{\Delta V}{\Delta P} = C \qquad \Delta P \cdot C = \Delta V$$

$$\Delta P = \frac{\Delta V}{C}$$

La pression dynamique est alors déterminée en soustrayant la pression élastique obtenue de la pression totale au point considéré. On a alors la résistance en divisant cette pression par le débit instantané au même moment :

$$\frac{\Delta P \text{ dyn./ cm. } H_2O}{\dot{V} \text{ l/sec.}} = R \text{ (cm } H_2O/l/sec.)$$

Nous exprimons cette résistance au point de débit maximum pour les deux appareils. Mais nous l'avons aussi calculée en un deuxième point correspondant à un débit identique à celui du SF4 (de l'ordre de 0,500 à 0,700 l/s) pour un même malade.

En effet, le débit de crête de l'Engström est toujours nettement supérieur à celui du SF4 du fait de sa conception (p.14)

Nous pouvons ainsi comparer la résistance suscitée par chacun des deux respirateurs pour un même débit, et à leur débit maximum.

2) LES ECHANGES GAZEUX.

Pour approcher l'étude du transport alvéolo-capillaire d'oxygène et de gaz carbonique, un certain nombre de données sont nécessaires. Elles sont tirées des analyses des gaz du sang, de l'air expiré, du débit cardiaque.

Nous allons étudier successivement les conditions de recueil du sang et de l'air, les analyses et les calculs effectués.

a- Recueil du sang et de l'air.

- Le sang :

Les mesures des gaz du sang s'effectuent sur du sang artériel. Le prélévement est réalisé par l'intermédiaire d'un cathéter en Teflon, mis en place par ponction percutanée, après anesthésie locale et avec les précautions d'aseptie usuelle, d'une artère radiale, parfois d'une artère humérale, dans un cas d'une artère fémorale commune.

Le sang est recueilli sur héparine par quantités de 2 ml dans une seringue stérile, étanche. Les mesures sont effectuées au Laboratoire du Centre de Réanimation Respiratoire, sans délai.

- *L'air :*

Les gaz expirés sont recueillis dans un sac de DOUGLAS, branché sur la partie expiratoire d'une valve de GODEL. Celle-ci (fig 3) interposée entre le pneumotachographe et la pièce en Y des tuyaux du respirateur, évite toute contamination venant de ces tuyaux.

En effet, les gaz comprimés dans les circuits sont éliminés vers la sortie du respirateur. Différents montages et enregistrements préalables ont permis de s'assurer de la parfaite étanchéité de la valve de GODEL (fig. 4) (cf. appendice) (p.)

b- Les mesures.

Elles intéressent les gaz du sang artériel, les gaz expiratoires, les volumes gazeux expirés.

- *Les gaz du sang.*

Pour chacun des échantillons sanguins nous avons pu connaître :

. le pH

. la $PaCO_2$ en mm Hg

. la PaO_2 en mm Hg.

La mesure est faite au moyen de micro-électrodes par lecture directe sur l'appareil I.L. METER. La SaO_2 est donnée par les courbes de dissociation de l'hémoglobine de BARCROFT.

- *Les gaz expiratoires :*

Ils sont prélevés sur le sac de DOUGLAS dans une seringue étanche de 250 ml. L'appareil de SCHOLANDER permet de mesurer :

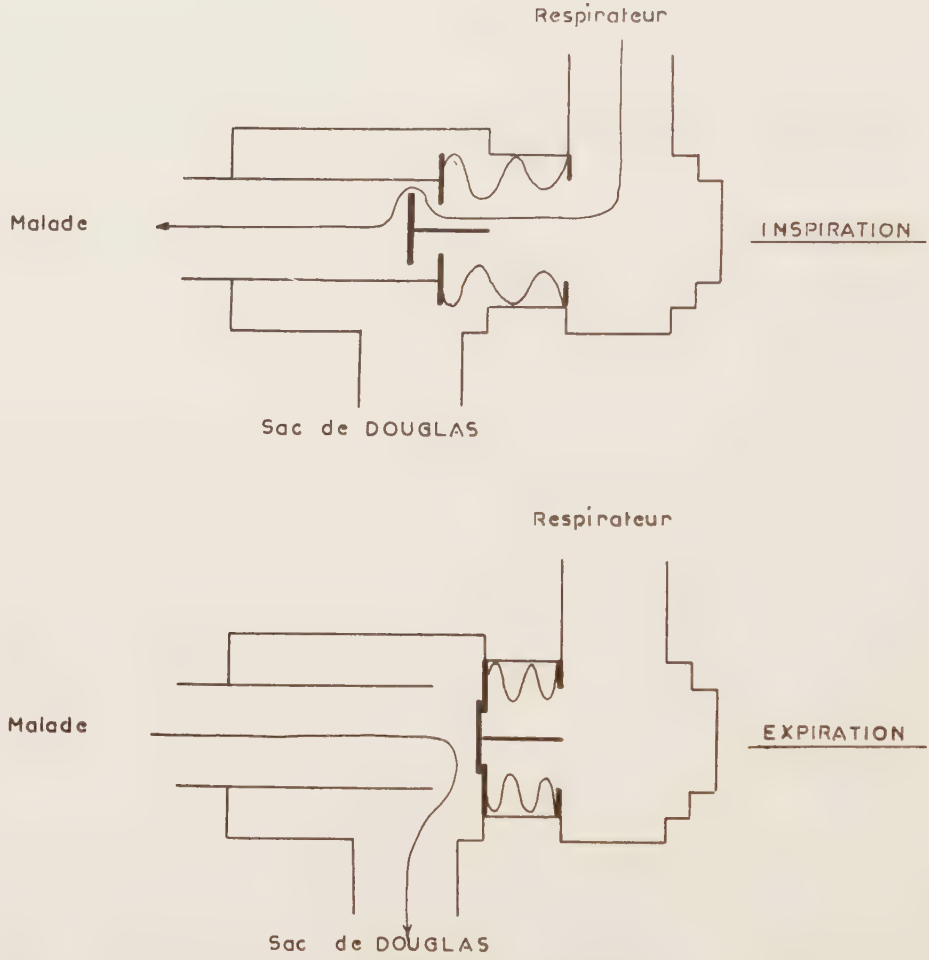
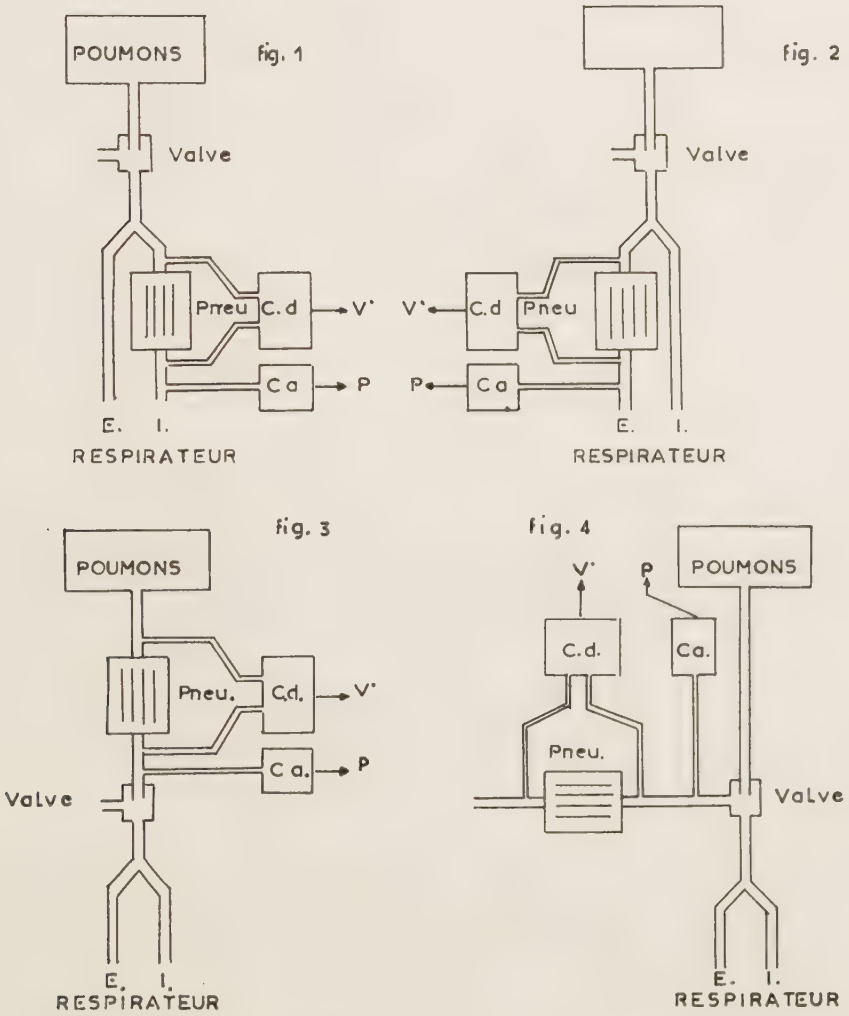


FIGURE 3 - *Valve de Godel : systématisation du fonctionnement de la valve de Godel, du trajet du gaz à l'inspiration puis à l'expiration, des mouvements de la soupape interne.*



VALVE DE GODEL : VERIFICATION

FIGURE 4 - *La vérification de l'étenchéité de la valve de Godel, utilisée comme séparateur, est faite par la mesure, par pneumotachographie des débits gazeux en divers points du circuit.*

. la concentration fractionnelle du gaz carbonique dans l'air expiré : FE CO_2

. la concentration fractionnelle de l'oxygène dans l'air expiré : FE O_2

On détermine ainsi :

. le rejet de CO_2 :

$$\dot{V}CO_2 \text{ l/mn} = \frac{\dot{V} \text{ l/mn} \cdot FE\ CO_2}{100}$$

- *Les volumes gazeux expirés :*

Ils sont mesurés à partir du contenu du sac de DOUGLAS, au spiromètre de TISSOT. On peut ainsi déduire la ventilation minute $\dot{V}$, exprimée en litre par minute.

c) *Le calcul permet d'obtenir un certain nombre de valeurs biologiques.*

- *Unités de mesure, Corrections :*

Les résultats sont exprimés en unités B.T.P.S., tenant compte de la pression barométrique du jour, de la température de la pièce, du degré de saturation de l'air en vapeur d'eau, ainsi que de la température du sujet.

- *Les résultats :*

Nous avons déterminé :

1/ La ventilation alvéolaire : $\dot{V}A$.

Elle se définit comme la quantité de gaz qui balaie la zone fonctionnelle pulmonaire, c'est-à-dire celle où se produisent les échanges gazeux.

L'assimilation de la $PaCO_2$ à la $PACO_2$ est discutable en respiration artificielle. POCIDALO admet que le gradient alvéolo-artériel de CO_2 est négligeable dans ces conditions. Nous y reviendrons.

La formule d'ENGHOFF-ROSSIER donne la ventilation alvéolaire :

$$\dot{V}A \text{ l/mn} = \frac{\dot{V}CO_2 \text{ l/mn} \cdot 0{,}863}{Pa\ CO_2}$$

2/ Connaissant $\dot{V}A$:

Le calcul permet d'obtenir le rapport $\dot{V}A/\dot{V}$, qui permet d'apprécier en partie l'efficacité ventilatoire.

Une autre approche de l'estimation de l'efficacité ventilatoire est donnée par l'étude de la ductance (LACOSTE 1964). Dans notre exploration, nous avons mesuré la ductance du CO_2 et déterminé le rapport

$$\frac{PE\ CO_2}{Pa\ CO_2}$$ qui la définit.

Nous discuterons plus loin les valeurs respectives de ces rapports et leur comparaison.

3/ Mesure de l'espace mort physiologique, rapport VD/VT :

Elle est effectuée, soit par soustraction de la ventilation alvéolaire à la ventilation globale, $\dot{V}D = \dot{V} - \dot{V}A$ soit par l'équation de BOHR :

$$\dot{V}D \text{ l/mn} = \dot{V}E \text{ l/mn} \cdot \frac{Pa\ CO_2 - PE\ CO_2}{Pa\ CO_2}$$

On obtient ainsi :

$$\frac{VD}{VT} = \frac{Pa\ CO_2 - PE\ CO_2}{Pa\ CO_2}$$

normalement égal à 0,30 en respiration spontanée. Dans les conditions de notre exploration, l'espace mort anatomique est le même pour chaque malade, et varie peu d'un malade à l'autre.

4/ Etude de la pression partielle d'oxygène dans l'air alvéolaire PA O_2 :

Avec les résultats obtenus, le calcul du quotient respiratoire R à partir de la consommation d'oxygène permet de déterminer la valeur de la PA O_2 et l'étude du gradient alvéolo-artériel d'oxygène.

Equation dérivée de l'équation de FILLEY.

$$PA\ O_2 = PI\ O_2 - PA\ CO_2\ (FI\ O_2 + \frac{1 - FI\ O_2}{R})$$

Nous avons calculé R à partir du rejet de CO_2 dans le gaz expiré et la quantité d'O_2 rejetée (ces deux valeurs ont été déterminées à l'appareil de SCHOLANDER).

Connaissant la concentration fractionnelle d'oxygène dans l'air inspiré, on obtient facilement : PI O_2 :

$$FI\ O_2 = 20{,}84\ \%$$

$$PI\ O_2 = \frac{(\text{Pression barométrique} - 50)\ .\ FI\ O_2}{100}$$

3) ETUDE DU DEBIT CARDIAQUE.

a- Principe et définitions.

Le débit pulmonaire est la quantité de sang expulsé par unité de temps dans l'artère pulmonaire par le ventricule droit. Le débit systémique est la quantité de sang chassé par unité de temps dans l'aorte par le ventricule gauche. En l'absence de court-circuits anormaux entre coeur droit et coeur gauche, le débit pulmonaire est égal au débit systémique. L'un et l'autre sont donc égaux à ce qu'il est convenu d'appeler le débit cardiaque.

Le débit cardiaque est calculé selon la méthode de "dye dilution" de STEWARD-HAMILTON, qui consiste en l'injection instantanée d'un indicateur coloré et la mesure continue de cet indicateur dans le sang artériel. Le principe de STEWARD-HAMILTON repose sur le fait suivant : les quantités d'indicateur qui arrivent à un secteur donné du système circulatoire sont égales aux quantités qui en partent dans le même laps de temps.

Dans ces conditions si :

mi = quantité d'indicateur injecté

$\dot{Q}$ = débit cardiaque

c = concentration moyenne du colorant

dt = le temps de 1ère circulation de l'indicateur.

$$\dot{Q} = \frac{mi}{c.dt}$$

Si on connaît la masse d'indicateur injectée mi, le débit peut être calculé en mesurant la surface inscrite sur la courbe concentration-temps de l'indicateur.

b- Mesure du débit cardiaque.

- Indicateur coloré :

Le colorant utilisé est le vert d'INDOCYANINE ou CARDIOGREEN.

- Appareillage :

Nous avons utilisé l'appareillage GILFORD.

- Technique :

1/ L'injection du colorant se fait dans une veine périphérique, pli du coude ou fémorale, après mise en place d'un cathéter de gros calibre par dénudation ou par ponction transcutanée.

On utilise pour l'injection un tube de verre stérile calibré au préalable, "Glass Observation Tube", que l'on adapte à une seringue remplie de 10 cc de sérum physiologique.

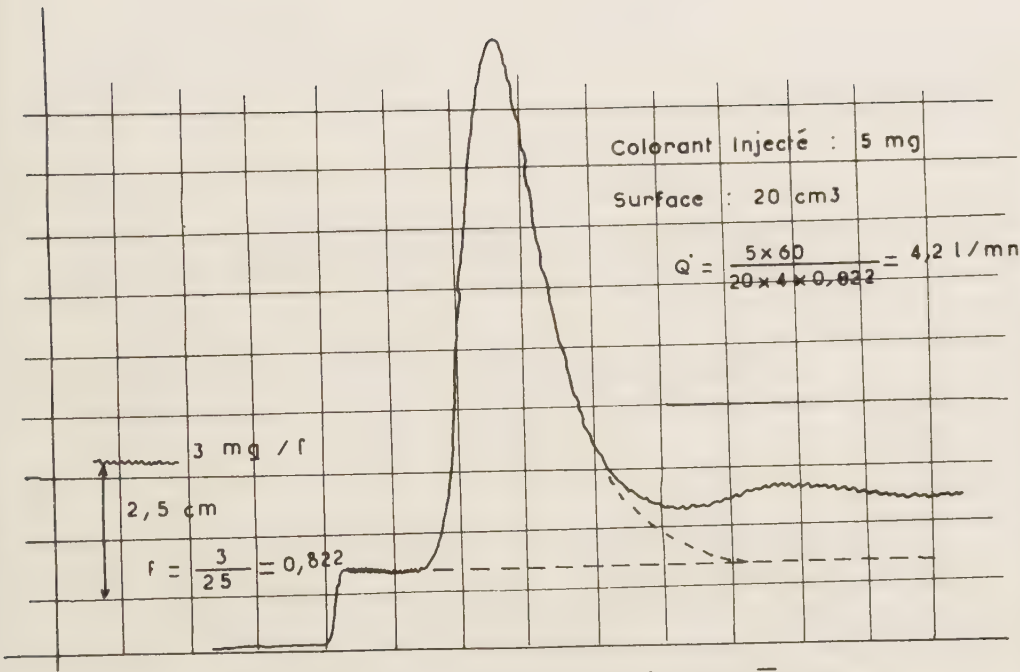
2/ Le lieu de recueil est une artère périphérique (radiale, humérale, rarement fémorale,) cathétérisée à l'aide d'un trocard de LONGDWELL.

L'aspiration du sang à travers la cuvette est réalisée à partir de l'aiguille artérielle reliée au densitomètre par une tubulure en polyéthylène de 25 cm environ et de 3 mm de diamètre. L'autre extrêmité de la cuvette est connectée à la pompe d'aspiration à vitesse constante.

- Résultats et Calculs :

Le débit cardiaque est calculé par planimétrie de la surface de la courbe concentration-temps de (fig 5) l'indicateur. Nous pouvons ensuite déterminer :

L'index cardiaque
Le rapport ventilation perfusion $\dot{V}A/\dot{Q}$



Courbe Concentration – Temps

– DEBIT CARDIAQUE –

FIGURE 5 - Mesure du débit cardiaque.
Courbe concentration - temps de l'indicateur coloré injecté dans la circulation systémique.

4) DANS QUELQUES CAS.

L'adjonction de technique supplémentaire nous a permis d'étudier :

- les pressions dans l'artère pulmonaire, par la technique du micro-cathéter flotté, pressions moyennes, pressions systoliques et diastoliques.

C) *PROTOCOLE D'EXPLORATION.*

1) INTRODUCTION :

Avant d'aborder l'analyse des résultats obtenus à partir des mesures et des courbes, nous allons envisager le protocole d'étude.

Les malades ont tous été explorés 24 heures au moins, 3 jours au plus après la mise en respiration assistée.

2) PREPARATION DU MALADE.

Les divers cathéters veineux et artériels sont mis en place. Après mise en marche de l'appareillage électronique, les branchements des capteurs, du pneumotachographe et de la valve de GODEL sont effectués.

Tout ce dispositif est d'abord branché sur le calibrateur (Pneumotacho-Calibrator de HERZOG P. et NORLANDER O.P. *(1)* Mis en parallèle du circuit de ventilation du malade, il utilise le même mélange gazeux que le respirateur. Une commande manuelle permet à tout moment de procéder à un calibrage de l'appareillage électronique sans interrompre ou modifier la respiration du malade.

(1) Electro Medizin und Respirator A.G. constructeur ZUG - SUISSE.

Nous visualisons ainsi sur mégascope :

débit, pression , volume, puissance, travail,

que nous enregistrerons par la suite.

3) REGLAGE DES APPAREILS :

a- Pour les deux appareils :

Un certain nombre de réglages sont identiques, constants tout au long des mesures, pour toute la série de malades :

- fréquence des respirateurs : 20 cycles/mn
- rapport Inspiration sur Expiration fixé, par construction sur l'ENGSTRÖM, réglé à la même valeur (1/2) sur le SF4.
- alimentation en air de chambre des respirateurs sans apport additionnel d'oxygène.
- ventilation en pression positive (par l'intermédiaire de la valve de GODEL).

b- Réglage de la ventilation minute :

Nous avons fait deux séries de mesures, l'une avec l'appareil à flux variable, l'autre avec l'appareil à flux constant, en commençant toujours par le premier. Dans l'un et l'autre cas, nous avons réglé la ventilation pour obtenir la même $PaCO_2$ avec les deux appareils, donc une ventilation alvéolaire identique, quel que soit le volume courant délivré.

Dans chaque cas, nous avons observé un délai de trente minutes avant de procéder aux mesures, de façon à nous trouver dans un état stable.

4) CHRONOLOGIE DES MESURES :

Les mesures ont toujours débuté alors que les malades étaient en respiration assistée au SF4.

- 1ère série de mesures :

Simultanément on recueille :

. dans un sac de DOUGLAS préalablement "rincé" et vidé, les gaz expirés pendant 5 minutes soit 100 cycles respiratoires.

. du sang artériel pour les mesures des gaz du sang ; deux fois 2 ml recueillis en 1 minute, pendant la 2ème et 5ème minute de l'expérimentation.

. enregistrement, après étalonnage, des courbes de $\dot{V}$, P, V, Pw et W.

. enregistrement après étalonnage des tracés de la pression artérielle pulmonaire et de l'E.C.G.

. la pression veineuse centrale, la tension artérielle sont notées entre la 3ème et la 4ème minute.

. le débit cardiaque est mesuré à la 6ème minute après le début des enregistrements.

Ces mesures sont répétées immédiatement après non sans avoir vérifié que la $PaCO_2$ est restée stable.

- 2ème série de mesures :

Après le branchement de l'autre respirateur, et réglage du volume de façon à obtenir la même $PaCO_2$, il est procédé à une nouvelle série de 2 mesures, dans les mêmes conditions que celles réalisées dans le premier temps de l'exploration.

$$$$$$$$$$
$$$$$$

R E S U L T A T S

L'étude entreprise repose sur l'examen comparatif de séries de mesures effectuées simultanément chez des sujets ventilés en pression positive intermittente (IPPB) à Pa CO_2 constante.

Les résultats sont groupés dans les tableaux suivants :

- tableau 2 : gaz du sang.
- tableau 3 : valeurs globales de mécanique respiratoire ;
- tableau 4 : valeurs des résistances au débit maximal.
- tableau 5 et 6 : données des échanges gazeux :
  - . débit expiratoire : $\dot{V}$
  - . rejet de gaz carbonique : $\dot{V}\ CO_2$
  - . pression partielle de gaz carbonique dans les gaz expiratoires : PE CO_2.
  - . débit expiratoire d'oxygène : $\dot{V}\ O_2$.
  - . quotient respiratoire : R
  - . pression partielle d'oxygène dans l'air inspiré PI O_2.

. pression partielle d'oxygène dans l'air alvéolaire : PA O_2.
. pression partielle d'oxygène dans le sang artériel : Pa O_2.
. pression partielle de gaz carbonique dans le sang artériel : Pa CO_2.
. différence alvéolo-artérielle d'oxygène : P (A-a) O_2.

- tableau 7 : résultats et analyse statistique de la différence alvéolo-artérielle d'oxygène.

- tableau 8 : mesures du débit cardiaque (Q̇), de l'index cardiaque (I.C.) et du rapport ventilation/perfusion (V̇A/Q̇).

- tableau 9 : résultats et analyse du rapport ventilation/ perfusion.

- tableau 10 : différence alvéolo-artérielle d'oxygène, débit cardiaque, index cardiaque, rapport ventilation/perfusion, fréquence cardiaque (f).

- tableau 11 à 15 : résultats et analyses statistiques des valeurs calculées :

. ventilation alvéolaire (V̇A) : tableau 11.
. rapport ventilation alvéolaire/ventilation globale (V̇A/V̇); tableau 12.
. ductance du gaz carbonique (rapport PE CO_2/ Pa CO_2) tableau 13.
. espace mort physiologique (V̇D): tableau 14.
. rapport espace mort physiologique/volume courant (VD/VT) : tableau 15.

- tableau 16 : valeurs théoriques, établies d'après le nomogramme d'ENGSTRÖM pour son appareil, et la formule de SABATHIE pour le SF4 : ventilation-minute, ventilation alvéolaire, espace mort physiologique. Comparaison avec les résultats des mêmes variables, recueillies au cours de l'expérimentation.

$$$$$$$$$$
$$$$$$

T A B L E A U X

TABLEAU 2 : *Résultats des gaz du sang.*

Numéro Observation	*N° des mesures et type d'appareil*	*pH*	*Pa CO_2 mm Hg*	*CO_3H^- mEq*	*Pa O_2 mm Hg*	*Saturation %*
N° 1	SF4 Mesure N° 1	7,45	35	24	111	98
	SF4 Mesure N° 2	7,46	34,5	24	91	97
	SF4 Moyenne	7,455	34,75	24	100	97,5
	ENG Mesure N° 1	7,44	35	23	95	97,2
	ENG Mesure N° 2	7,45	34,5	23	93	97;2
	ENG Moyenne	7,445	34,75	23	94	97,2
N° 2	SF4 Mesure N° 1	7,37	38	20,5	78	94,5
	SF4 Mesure N° 2	7,38	37,5	21	76	94
	SF4 Moyenne	7,375	37,75	20,7	77	94,7
	ENG Mesure N° 1	7,37	36,5	20,5	65	91
	ENG Mesure N° 2	7,36	38,5	20,5	64	90
	ENG Moyenne	7,365	37,5	20,5	64,5	90,5
N° 3	SF4 Mesure N° 1	7,35	45		85	
	SF4 Mesure N° 2	7,35	45		88	
	SF4 Moyenne	7,35	45		86,5	
	ENG Mesure N° 1	7,35	49		85	95,5
	ENG Mesure N° 2	7,36	46		85	
	ENG Moyenne	7,355	47,5		85	
N° 4	SF4 Mesure N° 1	7,50	28	22,5	53	88
	SF4 Mesure N° 2	7,48	30	22,5	54,5	89
	SF4 Moyenne	7,49	29	22,5	53,7	88,5
	ENG Mesure N° 1	7,47	32	22,5	53	88
	ENG Mesure N° 2	7,47	31	22,5	55	88
	ENG Moyenne	7,47	31,5	22,5	54	88

	Mesure N° 1	7,40	45	26,5	45	77,5
	SF4 Mesure N° 2	7,40	44	26,5	43	75,5
	Moyenne	7,40	44,5	26,5	44	76,5
N° 5	Mesure N° 1	7,42	41	26	63	89
	ENG Mesure N° 2	7,42	41,5	26	64	91,5
	Moyenne	7,42	41,2	26	63,5	90
	Mesure N° 1	7,345	41,5		76,5	
	SF4 Mesure N° 2	7,325	41		76,5	
N° 6	Moyenne	7,335	41,2		76,5	
	Mesure N° 1	7,31	42		84	
	ENG Mesure N° 2	7,32	42		83	
	Moyenne	7,315	42		83,5	
	Mesure N° 1	7,46	36	24	65,5	92
	SF4 Mesure N° 2	7,44	38	25	76	95
N° 7	Moyenne	7,45	37	24,5	71	93,5
	Mesure N° 1	7,43	40	25,5	68,5	93
	ENG Mesure N° 2	7,43	40	25,5	68	93
	Moyenne	7,43	40	25,5	68,2	93
	Mesure N° 1	7,43	40	25,5	66	89
	SF4 Mesure N° 2	7,45	38,5	25,5	57	89
N° 8	Moyenne	7,44	39,2	25,5	61,5	89
	Mesure N° 1	7,43	41	26	58	89
	ENG Mesure N° 2	7,43	42	26	60	90
	Moyenne	7,43	41,5	26	59	89,5
	Mesure N° 1	7,42	40	25	95	97
	SF4 Mesure N° 2	7,40	41,5	25	100	97,2
N° 9	Moyenne	7,41	40,7	25	97,5	97,1
	Mesure N° 1	7,38	44	25	95	96,5
	ENG Mesure N° 2	7,40	42	24,5	98	97,2
	Moyenne	7,39	43	24,7	96,5	96,8
Moyenne globale SF4		7,411	38,81	24,1	74,18	90,97
Moyenne globale ENGSTRÖM		7,403	39,88	24,02	74,24	92,14

TABLEAU 3 : *Résultats de Mécanique Ventilatoire. Ce sont les valeurs calculées à partir de l'enregistrement des courbes de pression, débit, volume, travail et puissance. Nous avons rajouté les valeurs des pressions moyennes par cycle respiratoire.*

NUMERO OBSERV.	APPAREIL A DEBIT CONSTANT						APPAREIL A DEBIT ACCELERE					
	$\dot{V}$ l/mn	Compl. ml/cmH_2O	Résist. cmH_2O/l/s	W Kgm	Pw Kgm/s	P.moy cmH_2O	$\dot{V}$ l/mn	Compl. ml/cmH_2O	Résist. cmH_2O/l/s	W Kgm	Pw Kgm/s	P.moy. cmH_2O
N° 1	8,00	25	5,80	0,10	0,10	4,85	9,12	34	18,60	0,06	0,20	5,12
N° 2	10,30	25	5,70	0,13	0,18	4,8	8,70	29	12,04	0,07	0,23	5,48
N° 3	7,10	32	5,30	0,035	0,05	2,84	7,40	38	16,60	0,04	0,15	3,58
N° 4	11	30	5,70	0,07	0,10	4,90	9,60	32	11,30	0,09	0,25	4,86
N° 5	10	30	5,40	0,05	0,10	5,60	12	55	15,40	0,15	0,30	4,70
N° 6	9,50	60	3,40	/	0,04	1,80	10,20	80	11,80	0,04	0,20	2,70
N° 7	9,10	35	4,90	0,04	0,07	2,80	8,60	48	11,40	0,08	0,20	3,19
N° 8	9	36	4,40	0,045	0,07	2,64	7,70	46	13,20	0,04	0,16	3,21
N° 9	12,40	54	4,50	0,054	0,08	/	10,80	59	9,50	0,06	0,20	/
Moyenne		36	5,	0,056	0,09			47	13,30	0,07	0,20	
Ecart-type		0,40	0,30	0,03	0,04			0,5	2,80	0,03	0,06	
Résult.		36 ± 0,4	5 ± 0,30	0,056 ± 0,03	0,09 ± 0,04			47 ± 0,5	13,30 ± 2,80	0,07 ± 0,030	0,20 ± 0,06	

t de Student : - comparaison des moyennes des compliances : t = 1,62
- comparaison des moyennes des résistances : t = 8
- comparaison des moyennes du travail : t = 0,25
- comparaison des moyennes des puissances : t = 4.50

TABLEAU 4 : *Valeurs des résistances dynamiques inspiratoires mesurées pour le débit maximum au SF4 et pour le débit de crête à l'ENGSTRÖM.*

N° de l'observation	*SF4 (débit maximum)*		*ENGSTRÖM (débit de crête)*	
	Débit l/mn	*Résistances $cmH_2O/l/s$*	*Débit l/mn*	*Résistances $cmH_2O/l/s$*
N° 1	0,560	5,80	0,960	15,60
N° 2	0,900	5,70	1,070	11,80
N° 3	0,460	5,30	0,900	13,60
N° 4	0,700	5,70	1,200	8,80
N° 5	0,540	5,40	1,200	14,20
N° 6	0,500	3,40	1,300	8,80
N° 7	0,560	4,90	1,100	10,90
N° 8	0,600	4,40	1,100	10,80
N° 9	0,700	4,50	1,300	8,10
Moyenne	0,600	5,00	1,100	11,20
Ecart-type	0,13	0,30	0,13	2,40
Résultats	0,600 ± 0,13	5,00 ± 0,30	1,100 ± 0,13	11,20 ± 2,40

TABLEAU N° 5 : *Mesures des échanges gazeux déterminées à partir des recueils de gaz sur le sac de DOUGLAS.*

Numéro Observation	*N° des mesures et type d'appareil*		$\dot{V}$ *l/mn*	$\dot{V}CO_2$ *ml/mn*	$PE\ CO_2$ *mm Hg*	$\dot{V}O_2$ *ml/mn*	*R*
N° 1	SF4	Mesure N° 1	8,83	189,84	15,24		
		Mesure N° 2	8,83	183,22	14,71	/	/
		Moyenne	8,83	186,53	14,97		
	ENG	Mesure N° 1	7,53	179,96	16,94		
		Mesure N° 2	7,40	179,80	17,22	/	/
		Moyenne	7,465	179,88	17,08		
N° 2	SF4	Mesure N° 1	8,47	206,29	17,24		
		Mesure N° 2	8,91	183,48	14,58	203,97	0,90
		Moyenne	8,74	194,88	15,91	203,97	0,90
	ENG	Mesure N° 1	7,46	194,66	17,62		/
		Mesure N° 2	6,88	170,01	18,03	/	0,94
		Moyenne	7,17	182,33	17,84		0,94
N° 3	SF4	Mesure N° 1	5,80	172,28	20,88	219,97	0,78
		Mesure N° 2	6,72	201,57	21,09	326,51	0,85
		Moyenne	6,26	186,97	20,98	273,24	0,82
	ENG	Mesure N° 1	5,54	196,22	24,88	236,13	0,83
		Mesure N° 2	5,80	201,40	24,39	235,06	0,86
		Moyenne	5,67	198,81	24,63	235,59	0,85
N° 4	SF4	Mesure N° 1	9,32	167,83	12,72	199,53	0,84
		Mesure N° 2	9,54	172,65	12,72	274,72	0,63
		Moyenne	9,43	170,24	12,75	237,12	0,74
	ENG	Mesure N° 1	7,50	156,75	14,77	203,25	0,77
		Mesure N° 2	7,69	151,55	13,92	229,25	0,66
		Moyenne	7,59	154,15	14,34	216,25	0,71

		Mesure N° 1	8,65	240,38	19,65	3[illegible],61	0,76
N° 5	SF4	Mesure N° 2	8,64	257,35	21,06	326,44	0,78
		Moyenne	8,64	248,86	20,35	321,02	0,77
		Mesure N° 1	9,65	283,56	20,78	322,14	0,88
	ENG	Mesure N° 2	9,30	256,62	19,57	318,92	0,80
		Moyenne	9,47	270,09	20,17	320,53	0,84
		Mesure N° 1	8,99	235,77	19,87	305,06	0,77
N° 6	SF4	Mesure N° 2	9,45	250,53	20,10	311,04	0,80
		Moyenne	9,23	243,15	19,98	308,04	0,78
		Mesure N° 1	8,57	277,53	24,57	291,24	0,95
	ENG	Mesure N° 2	8,61	262,57	23,13	305,62	0,85
		Moyenne	8,59	270,05	23,85	298,43	0,90
		Mesure N° 1	6,48	151,61	16,70	224,82	0,67
N° 7	SF4	Mesure N° 2	6,91	157,48	16,27	202,38	0,77
		Moyenne	6,69	154,54	16,48	213,60	0,72
		Mesure N° 1	6,78	194,56	20,49	225,06	0,86
	ENG	Mesure N° 2	6,61	196,26	21,20	196,26	1,00
		Moyenne	6,69	195,41	20,84	210,66	0,93
		Mesure N° 1	7,49	127,46	12,13	125,21	1,02
N° 8	SF4	Mesure N° 2	7,67	128,87	11,99	129,63	0,99
		Moyenne	7,58	128,17	12,06	127,42	1,005
		Mesure N° 1	6,63	113,29	12,78	125,95	0,89
	ENG	Mesure N° 2	6,31	111,02	12,56	124,89	0,88
		Moyenne	6,32	112,15	12,67	125,42	0,89
		Mesure N° 1	10,44	271,33	18,43		
N° 9	SF4	Mesure N° 2	10,73	295,04	19,49	/	/
		Moyenne	10,58	283,19	18,96		
		Mesure N° 1	9,46	305,75	22,90		
	ENG	Mesure N° 2	10,54	287,82	19,35	/	/
		Moyenne	10,00	296,78	21,12		
Moyenne globale SF4			8,108	199,61	16,93	240,63	0,819
Moyenne globale ENGSTROM			7,662	206,62	19,17	234,48	0,86

TABLEAU 6 : *Mesures du quotient respiratoire, Pa CO_2, PaO_2, PAO_2, P (A - a) O_2*
Les mesures sont effectuées chez les sujets ventilés d'abord à l'appareil à flux variable, puis à l'appareil à flux constant, la FI O_2 étant de 20,84 %. La PI O_2 est la même pour chaque malade, quel que soit le respirateur qui le ventile.
Exposé des résultats et de leur analyse statistique.

APPAREIL	APPAREIL A FLUX CONSTANT						APPAREIL A FLUX VARIABLE				
NUMERO OBSERVAT.	PI O_2 (mm Hg)	R	Pa CO_2 (mm Hg)	Pa O_2 (mm Hg)	PA O_2 (mm Hg)	P(A-a)O_2 (mm Hg)	R	Pa CO_2 (mm Hg)	Pa O_2 (mm Hg)	PA O_2 (mm Hg)	P (A-a)O_2 (mm Hg)
N° 1	147,75	/	34,7	101	/	/	/	34,7	94	/	/
N° 2	147,54	0,90	38	77	106	29	0,94	37,5	64,5	109	44,5
N° 3	146,50	0,82	45	86,5	93	6,5	0,85	47,5	85	92,4	7,4
N° 4	147,33	0,74	29	53,7	110	56,3	0,71	31,5	54	105,6	51,6
N° 5	147,33	0,77	44,5	44	93	49	0,84	41,2	63,5	100,2	36,7
N° 6	147,65	0,78	41,2	76,5	97	20,5	0,90	42	83,5	98,8	15,3
N° 7	146,71	0,72	37	71	98	17	0,93	40	68,2	102	33,8
N° 8	146,71	1,00	39,2	61,5	99	37,5	0,89	41,5	59	97,5	38,5
N° 9	/	/	40,7	97,5	/	/	/	43	96,5	/	/
Moyenne	146,56	0,82	38,7	74,3	99	30,8	0,86	39,9	74,2	100,8	32,5
Ecart-type	0,77	0,09	5	18,4	5,9	16,54	0,07	4,46	14,81	5	14,58
Résult.	146,56 ± 0,77	0,82 ± 0,09	38,7 ± 5	74,3 ± 18,4	99 ± 5,9	30,8 ± 16,54	0,86 ± 0,07	39,9 ± 4,46	74,2 ± 14,86	100,8 ± 5	32,5 ± 14,58

t. de STUDENT :

Pour le quotient respiratoire	:	0,86
Pour la Pa CO_2	:	0,52
Pour la Pa O_2	:	0,001
Pour la P (A-a) O_2	:	0,26

- - - - - - -

TABLEAU 7 : *Différence alveolo-artérielle d'oxygène ; résultats et analyse statistique.*

N° Observation	*Différence alvéolo-artérielle (mm Hg) Appareil à flux constant*	*Différence alvéolo-artérielle (mm Hg) Appareil à flux accéléré*
N° 2	29	44,5
N° 3	6,5	7,4
N° 4	56,3	51,6
N° 5	49	36,7
N° 6	20,5	15,3
N° 7	17	33,8
N° 8	37,5	38,5
Moyenne	30,8	32,5
Ecart-type	16,54	14,58
Résultats	30,8 ± 16,54	32,5 ± 14,58
t de Student	0,26	

TABLEAU 8 : *Mesures du débit cardiaque, de l'index cardiaque et du rapport ventilation/perfusion*

Numéro Observation	*Numéro des Mesures Type d'appareil*		$\dot{Q}$ *(l/mn)*	*I.C. (l/mn/m²)*	*VA/Q*
N° 1	SF4	Mesure N° 1	2,86		1,63
		Mesure N° 2	3,14		1,37
		Moyenne	3,004	1,865	1,50
	ENG	Mesure N° 1	2,80		1,68
		Mesure N° 2	3,50		1,16
		Moyenne	3,14	1,95	1,37
N° 2	SF4	Mesure N° 1	3,145		1,48
		Mesure N° 2	2,563		1,64
		Moyenne	2,854	1,64	1,55
	ENG	Mesure N° 1	2,204		1,99
		Mesure N° 2	1,964		2,05
		Moyenne	2,084	1,20	2,02
N° 3	SF4	Mesure N° 1	5,54		0,60
		Mesure N° 2	5,54		0,70
		Moyenne	5,54	3,60	0,65
	ENG	Mesure N° 1	6,32		0,54
		Mesure N° 2	6,32		0,63
		Moyenne	6,32	4,10	0,57
N° 4	SF4	Mesure N° 1	4,36		1,18
		Mesure N° 2	3,86		1,24
		Moyenne	4,11	2,32	1,21
	ENG	Mesure N° 1	4,47		0,94
		Mesure N° 2	4,47		0,94
		Moyenne	4,47	3,06	0,94

N° 5	SF4	Mesure N° 1	7,73		0,59
		Mesure N° 2	7,08		0,71
		Moyenne	7,41	4,12	0,65
	ENG	Mesure N° 1	5,33		1,10
		Mesure N° 2	5,65		0,95
		Moyenne	5,52	3,07	1,02
N° 6	SF4	Mesure N° 1	6,80		0,72
		Mesure N° 2	6,80		0,77
		Moyenne	6,80	3,72	0,745
	ENG	Mesure N° 1	7,08		0,80
		Mesure N° 2	5,10		1,07
		Moyenne	6,90	3,66	0,94
N° 7	SF4	Mesure N° 1	3,79		
		Mesure N° 2	3,79		0,94
		Moyenne	3,79	2,78	0,94
	ENG	Mesure N° 1	4,18		1,004
		Mesure N° 2	4,22		1,004
		Moyenne	4,20	3,09	1,004
N° 8	SF4	Mesure N° 1	2,75		0,99
		Mesure N° 2	2,64		1,10
		Moyenne	2,70	1,55	1,045
	ENG	Mesure N° 1	2,80		0,85
		Mesure N° 2	2,36		0,96
		Moyenne	2,58	1,48	0,90
N° 9	SF4	Mesure N° 1	5,78		1,01
		Mesure N° 2	5,28		1,16
		Moyenne	5,53	3,22	1,08
	ENG	Mesure N° 1	5,38		1,11
		Mesure N° 2	4,86		1,21
		Moyenne	5,12	2,97	1,16
Moyenne globale SF4			4,63	2,80	1,04
Moyenne globale ENGSTROM			4,48	2,73	1,10

TABLEAU 9 : *Rapport Ventilation/perfusion ; Résultats, analyse statistique.*

N° Observation	$\dot{V}A/\dot{Q}$ *SF4*	$\dot{V}A/\dot{Q}$ *ENGSTRÖM*
N° 1	1,50	1,37
N° 2	1,55	2,02
N° 3	0,65	0,57
N° 4	1,21	0,94
N° 5	0,65	1,02
N° 6	0,75	0,94
N° 7	0,94	1,00
N° 8	1,05	0,90
N° 9	1,08	1,16
Moyenne	1,04	1,10
Ecart-type	0,10	0,12
Résultats	1,04 ± 0,10	1,10 ± 0,12
t de STUDENT	0,34	

TABLEAU 10 : *Valeurs des différences alveolo-artérielles d'oxygène, du débit cardiaque, de l'index cardiaque, du rapport Ventilation/Perfusion, de la fréquence cardiaque.*

Observations	*S.F.4.*					*ENGSTRÖM*				
	P (A-a) O_2 mm Hg	*$\dot{Q}$ l/mn*	*I.C. l/mn/m_2*	*$\dot{V}A/\dot{Q}$*	*f/mn*	*P (A-a) O_2 mm Hg*	*$\dot{Q}$ l/mn*	*I.C. l/mn/m_2*	*$\dot{V}A/\dot{Q}$*	*f/mn*
N° 1	-	3,004	1,865	1,50	-	-	3,14	1,95	1,37	-
N° 2	29	2,85	1,645	1,64	-	44	2,08	1,20	2,02	-
N° 3	6	5,54	3,6	0,65	-	7,4	6,32	4,08	0,57	-
N° 4	56	4,11	2,8	1,21	-	51,6	4,47	3,06	0,94	-
N° 5	49	7,41	4,12	0,65	-	36,2	5,52	3,07	1,02	-
N° 6	56	6,80	3,66	0,74	90	14,8	6,90	3,72	0,94	150
N° 7	18	3,79	2,78	0,94	110	33	4,20	3,09	1,004	100
N° 8	38	2,70	1,55	1,045	70	38,5	2,58	1,48	0,90	70
N° 9	-	5,53	3,22	1,08	120	-	5,12	2,97	1,16	105

TABLEAU 11 : Mesure de $\dot{V}A$ (ℓ/mn)

TYPE D'APPAR.	S.F.4			ENGSTRÖM		
Malades	Mes. n°1	Mes.n°2	Moy.	Mes. n°1	Mes. n°2	Moy.
Obs 1	4,68	4,68	4,68	4,43	4,49	4,46
Obs 2	4,68	4,22	4,45	4,39	4,04	4,21
Obs 3	3,30	3,86	3,58	3,45	3,77	3,61
Obs 4	5,17	4,96	5,07	4,23	4,22	4,225
Obs 5	4,61	5,04	4,83	5,96	5,40	5,68
Obs 6	4,90	5,20	5,05	5,68	5,46	5,57
Obs 7	3,64	3,58	3,61	4,20	4,23	4,215
Obs 8	2,75	2,89	2,82	2,38	2,26	2,32
Obs 9	5,85	6,13	5,99	5,99	5,91	5,95
Moyenne	4,45			4,47		
Ecart-type	1,149			0,94		
Résultat	4,45 ± 1,149			4,47 ± 0,94		
t de Student	0,03					

TABLEAU 12 : *Rapport $\dot{V}A/\dot{V}$.*

TYPE D'APPAR	*S.F.4*			*ENGSTRÖM*		
Malades	*Mes . N°1*	*Mes . N°2*	*Moy.*	*Mes . N°1*	*Mes . N°2*	*Moy.*
Obs 1	0,53	0,53	0,53	0,58	0,60	0,59
Obs 2	0,55	0,47	0,51	0,58	0,58	0,58
Obs 3	0,57	0,57	0,57	0,62	0,63	0,625
Obs 4	0,55	0,52	0,535	0,56	0,55	0,555
Obs 5	0,58	0,58	0,58	0,61	0,58	0,595
Obs 6	0,54	0,55	0,545	0,66	0,63	0,645
Obs 7	0,56	0,52	0,54	0,62	0,64	0,63
Obs 8	0,37	0,36	0,365	0,38	0,36	0,37
Obs 9	0,56	0,57	0,565	0,63	0,56	0,585
Moyenne	0,53			0,58		
Ecart-type	0,06			0,08		
Résultat	0,53 $\pm$ 0,06			0,58 $\pm$ 0,08		
t de Student	1					

TABLEAU 13 : *Ductance du gaz carbonique : Rapport PE CO_2/Pa CO_2*

TYPE D'APPAR	*S.F.4.*			*ENGSTRÖM*		
Malades	*Mes N°1*	*Mes N°2*	*Moy.*	*Mes N° 1*	*Mes N°2*	*Moy.*
Obs 1	0,43	0,42	0,425	0,48	0,50	0,49
Obs 2	0,45	0,38	0,415	0,48	0,47	0,475
Obs 3	0,46	0,47	0,465	0,50	0,53	0,515
Obs 4	0,45	0,42	0,435	0,46	0,44	0,45
Obs 5	0,43	0,48	0,455	0,50	0,47	0,485
Obs 6	0,47	0,48	0,475	0,58	0,55	0,565
Obs 7	0,46	0,42	0,44	0,51	0,53	0,52
Obs 8	0,30	0,31	0,305	0,31	0,30	0,305
Obs 9	0,46	0,47	0,465	0,52	0,46	0,49
Moyenne	0,43			0,47		
Ecart-type	0,05			0,07		
Résultats	0,43 ± 0,05			0,47 ± 0,07		
t de Student	0,93					

TABLEAU 14 : Mesure de $\dot{V}D$ (ℓ/mn) : ($\dot{V}D = \dot{V} - \dot{V}A$)

TYPE D'APPAR.	S.F.4			ENGSTRÖM		
Malades	Mes. N°1	Mes. N°2	Moy.	Mes. N°1	Mes. N°2	Moy.
Obs 1	4,15	4,15	4,15	3,10	2,91	3,00
Obs 2	3,80	4,68	4,24	3,07	2,84	2,95
Obs 3	2,50	2,85	2,67	2,08	2,02	2,05
Obs 4	4,15	4,58	4,36	3,27	3,47	3,37
Obs 5	4,04	3,60	3,82	3,69	3,90	3,79
Obs 6	4,10	4,25	4,175	2,88	3,15	3,01
Obs 7	2,85	3,33	3,09	2,58	2,37	2,47
Obs 8	4,75	4,78	4,765	3,95	4,04	3,99
Obs 9	4,58	4,59	4,585	3,74	4,03	3,89
Moyenne	3,98			3,23		
Ecart-type	0,69			0,52		
Résultat	3,98 ± 0,69			3,23 ± 0,52		
t de Student	1,80					

TABLEAU 15 : *Rapport VD/VT.*

TYPE D'APPAR.	*S.F.4.*			*ENGSTRÖM*		
Malades	*Mes N°1*	*Mes N°2*	*Moy.*	*Mes N°1*	*Mes N°2*	*Moy.*
Obs 1	0,56	0,57	0,565	0,51	0,50	0,505
Obs 2	0,54	0,61	0,575	0,52	0,53	0,525
Obs 3	0,53	0,53	0,53	0,49	0,47	0,48
Obs 4	0,55	0,57	0,56	0,54	0,53	0,535
Obs 5	0,56	0,52	0,54	0,49	0,52	0,505
Obs 6	0,51	0,52	0,515	0,44	0,44	0,44
Obs 7	0,53	0,57	0,55	0,49	0,47	0,48
Obs 8	0,69	0,68	0,685	0,69	0,70	0,695
Obs 9	0,54	0,53	0,535	0,48	0,54	0,51
Moyenne	0,56			0,52		
Ecart-type	0,05			0,05		
Résultat	0,56 ± 0,05			0,52 ± 0,05		
t de Student	1,01					

TABLEAU 16 : *Comparaison des valeurs théoriques et des valeurs mesurées de la ventilation totale, de la ventilation alvéolaire et de l'espace-mort physiologique. Pour le calcul théorique nous avons utilisé :*
le nomogramme d'ENGSTRÖM pour son appareil,
la formule "corrigée" de SABATHIE pour le SF4.

APPAREIL	*S.F.4.*						*ENGSTRÖM*					
Observations	*Théorique*			*Mesuré*			*Théorique*			*Mesuré*		
	$\dot{V}$ l/mn	$\dot{V}A$ l/mn	$\dot{V}D$ l/mn	$\dot{V}$ l/mn	$\dot{V}A$ l/mn	$\dot{V}D$ l/mn	$\dot{V}$ l/mn	$\dot{V}A$ l/mn	$\dot{V}D$ l/mn	$\dot{V}$ l/mn	$\dot{V}A$ l/mn	$\dot{V}D$ l/mn
1	7,77	4,16	3,61	8,83	4,68	4,15	7,13	3,52	3,61	7,43	4,43	3
2	8,55	4,29	4,26	8,74	4,45	4,29	7,81	3,70	4,11	7,17	4,21	2,96
3	8,09	4,15	3,94	6,26	3,58	2,67	7,39	3,50	3,89	5,67	3,61	2,06
4	7,10	3,25	3,85	9,93	5,07	4,86	6,54	2,80	3,74	7,59	4,22	3,37
5	9,39	5,07	4,32	8,64	4,83	3,82	8,53	4,30	4,23	9,47	5,68	3,81
6	9,32	4,94	4,38	9,23	5,05	4,16	8,48	4,20	4,28	8,59	5,57	3,02
7	6,74	2,99	3,75	6,69	3,61	3,08	6,22	2,60	3,62	6,69	4,21	2,48
8	8,94	4,68	4,26	7,58	2,82	4,76	8,58	4,00	4,58	6,32	2,32	4,00
9	8,66	4,42	4,24	10,58	5,99	4,58	7,90	3,80	4,10	10,00	5,95	4,05

Les formules de calcul sont les suivantes :

- pour le SF4 : $\dot{V} = 1{,}30 \times \dot{V}A + f\,(0{,}05.y + 0{,}10)$

- pour l'ENGSTRÖM : $\dot{V} = 1{,}10 \times \dot{V}A + f(0{,}05.y + 0{,}10)$

f est la fréquence du respirateur.

y est la surface corporelle du sujet exprimée en m_2

1,10 et 1,30, des coefficients variables selon le type de respirateur.

l'espace-mort physiologique est obtenu par soustraction de la ventilation alvéolaire à la ventilation globale.

- - - - - -

COMMENTAIRES

P L A N

A) CRITIQUE DE LA METHODOLOGIE :

1) Pour que cette comparaison soit légitime :

2) Stabilité des conditions de mesure.

B) MECANIQUE RESPIRATOIRE :

1) Examen des tracés :
   - a- la pression
   - b- le débit
   - c- rapports débit pression
   - d- les courbes de volume, de puissance et de travail.

2) Les valeurs calculées : compliance et résistances.

3) Les résultats :
   - a- la compliance totale :
   - b- les résistances dynamiques inspiratoires :
   - c- la puissance
   - d- le travail respiratoire.

C) LA VENTILATION PULMONAIRE.

1) Ventilation alvéolaire, rapport $\dot{V}A/\dot{V}$, ductance du CO_2.

2) Espace mort physiologique, rapport VD/VT

3) Débit cardiaque, rapport ventilation/perfusion.

4) Différence alvéolo-artérielle d'oxygène.

D) DISCUSSION.

Ce chapitre comprendra plusieurs parties :

- la critique de la méthodologie,

- l'exposé, et les commentaires suscités par les résultats de la mécanique respiratoire et des échanges gazeux,

- enfin, une discussion consacrée à l'ensemble des résultats.

A) *CRITIQUE DE LA METHODOLOGIE.*

Le but de ce travail est moins de rechercher la valeur absolue de certains paramètres obtenus en respiration artificielle, que de comparer les résultats obtenus avec des flux gazeux respiratoires de caractéristiques différentes.

1) POUR QUE CETTE COMPARAISON SOIT LEGITIME,

il fallait garder le plus grand nombre possible d'éléments stables. Après avoir décidé de ventiler en pression positive intermittente, sans pression négative expiratoire, choisi une fréquence respiratoire et un rapport I/E constant, et utilisé les mêmes mélanges gazeux, nous pouvions fixer, soit le volume courant, soit la ventilation alvéolaire, et donc la Pa CO_2.

Nous avons préféré la seconde solution, malgré sa plus grande complexité, car elle se prête davantage à l'étude des échanges gazeux entre le sang et les poumons, et est plus proche des préoccupations cliniques.

Quels sont l'intérêt et la valeur des mesures de mécanique respiratoire dans ces conditions ? Ventiler à Pa CO_2 constante avec deux appareils différents a entraîné des variations du volume courant. Mais ces variations sont assez peu importantes, et elles se font dans la zone où la relation volume-pression reste linéaire (la vérification a été faite chez 4 malades). Ceci nous autorisera à exploiter les données de mécanique respiratoire.

2) STABILITE DES CONDITIONS DE MESURE.

La Pa CO_2 et la ventilation alvéolaire sont effectivement restées les mêmes pendant nos mesures, comme le montrent les valeurs moyennes obtenues :

- sous appareil à flux constant :

  . Pa CO_2 : 38,7 $\pm$ 5 mm Hg.

  . $\dot{V}A$: 4,45 $\pm$ 1,5 l/mn.

- sous appareil à flux variable :

  . Pa CO_2 : 39,9 $\pm$ 4,46 mm Hg

  . $\dot{V}A$: 4,47 $\pm$ 0,94 l/mn.

Malgré une assez grande dispersion, d'un malade à l'autre, il n'y a pas de différence significative entre les 2 valeurs de la Pa CO_2 (t de STUDENT à 0,52; 0,35> p> 0,30), et entre les deux valeurs de la ventilation alvéolaire (t de STUDENT à 0,03;0,48>p>0,47).

L'état des sujets semble être resté stable pendant la durée des mesures. Nous opérions dans une pièce climatisée ; la température rectale, le pouls et la pression artérielle ont peu varié ; les sujets ne présentaient aucune activité musculaire. Les médicaments utilisés et les prélèvements de sang ont été les mêmes. Enfin, pour les 7 cas où nous avons pu mesurer le quotient respiratoire, nous trouvons des valeurs moyennes comparables :

- en débit constant : $R = 0,82 \pm 0,09$

- en débit variable : $R = 0,86 \pm 0,07$

Le t de STUDENT est 0,86, $0,25 > p > 0,20$.

B) *MECANIQUE RESPIRATOIRE.*

Avant de commenter les résultats obtenus, nous allons examiner l'aspect des courbes de débit et de pression, et discuter la valeur des autres mesures de mécanique respiratoire.

1) EXAMEN DES TRACES.

Les courbes montrent les aspects caractéristiques de chacun des appareils (fig 2) (p.26-27).

a- La pression :

- Elle s'inscrit, pour le SF4, selon une pente ascendante pendant toute la durée de l'insufflation. Elle tombe à zéro dès que commence la phase expiratoire.

- Avec l'ENGSTRÖM, un pic initial est suivi d'un "plateau", de niveau constant jusqu'à la fin de l'inspiration. Pour le constructeur, ces deux parties de l'insufflation sont indispensables à l'utilisation normale du respirateur. Si le "plateau" disparaît, du fait d'un mauvais réglage de la pression primaire, ou de trop fortes résistances, l'appareil perd ses raractéristiques.

b- Le débit.

La courbe de débit du SF4 atteint très rapidement un niveau qui reste constant pendant toute l'insufflation (débit "carré").

- L'ENGSTRÖM fournit un débit de forme sinusoïdale, qui accélère, puis s'annule avant la fin de l'inspiration.

c- Rapports débit-pression.

Ils diffèrent donc d'un appareil à l'autre.

- Pour le SF4, le débit s'annule en même temps que la pression positive. Les points de débit nul correspondent exactement au début et à la fin de l'inspiration.

- Pour l'ENGSTRÖM, le débit est maximal lors de la pression maximale, mais il s'annule presque complétement pendant le "plateau". La durée de l'insufflation est donc inférieure au temps de mise en tension du poumon, et il existe une sorte de redistribution du rapport I/E. Selon HERZOG et NORLANDER, ce laps de temps favorise la distribution gazeuse.

d- Les courbes de volume, de puissance et de travail dépendent du débit et de la pression, et leur enregistrement pose surtout des problèmes techniques sur lesquels nous ne reviendrons pas.

2) LES VALEURS CALCULEES : COMPLIANCE ET RESISTANCES.

Quelques commentaires sont nécessaires pour discuter, et , le cas échéant, critiquer les résultats obtenus en respiration artificielle.

- Les gaz ventilés par les deux appareils passent sur des humidificateurs identiques, et traversent un pneumotachographe chauffé de la même manière.

- L'action, sur la mécanique respiratoire, des drogues ingérées par le malade, ou perfusées pendant l'expérimentation, est une source d'erreur difficile à estimer (SAFAR 1959). Nous avons donc injecté le moins possible de médicaments, mais la thérapeutique n'a pas été modifiée pendant les heures qui ont précédé et pendant toute la durée des mesures.

- On peut admettre que des modifications observées dans les résultats de mécanique respiratoire sont en rapport avec une perturbation de la distribution gazeuse. On assimile, en effet, pour le calcul de la compliance, les pressions mesurées à la canule de trachéotomie, ou à la sonde d'intubation, aux pressions alvéolaires au même moment. Il faut donc supposer une constante de temps identique dans les différents segments fonctionnels du poumon, et l'absence d'un asynchronisme respiratoire. Chez des malades aux poumons sains, non encombrés, il en est sans doute ainsi, mais nous n'avons pas pu le vérifier.

Inversement, si le respirateur modifie la dynamique bronchique et la distribution gazeuse, les valeurs de mécanique respiratoire pourront se trouver modifiées.

De ce fait, la signification des mesures de mécanique respiratoire en respiration artificielle peut paraître discutable, car elles explorent aussi bien les caractères propres du poumon du sujet, que le comportement des voies respiratoires et du poumon aux modalités de la ventilation (flux).

Quoi qu'il en soit, réalisées dans les mêmes conditions et avec les mêmes techniques, les résultats obtenus avec deux types d'appareils pourront être comparés.

3) LES RESULTATS.

Ils sont exprimés dans les tableaux 3 et 4, et les valeurs moyennes résumées dans le tableau 17.

a- La compliance totale :

Nous trouvons :

- appareil à flux constant : 36 $\pm$ 4 ml/cm H_2O
- appareil à flux variable : 47 $\pm$ 5 ml/cm H_2O

Il existe une différence faiblement significative entre ces deux moyennes (t de STUDENT 1,62 ; 0,10>p>0,05).

Nos résultats paraîssent plus bas que la plupart de ceux trouvés dans la littérature :

WATSON	75 ml/cm H_2O
BUTLER	98 ml/cm H_2O
FERRIS	71 ml/cm H_2O
HEAF et PRIME	89 à 93 ml/cm H_2O
EMERSON	186 ml/cm H_2O
AYRES	209 ml/cm H_2O
YAMAMURA	20 ml/cm H_2O
OPIE	75 à 215 ml/cm H_2O
GRENVIK	17 à 19 ml/cm H_2O

Tableau 17 : *Résultats moyens et analyse statistique des différences des valeurs de mécanique respiratoire.*

Mesure	*Appareil à flux constant*	*Appareil à flux accéléré*	*t de Student*	*Degré de signification de la différence*	*Probabilité d'erreur*
COMPLIANCE ml/CM H_2O	36 ± 4	47 ± 5	1,62	+	0,10> p>0,05
RESISTANCES cm H_2O/l/s					
débit idem	5 ± 0,3	13,3 ± 2,8	8	++++	p<0,0005
débit max.	5 ± 0,3	11,2 ± 2,4			
PUISSANCE Kgm/s	0,09 ± 0,04	0,20 ± 0,06	4,50	++++	p<0,005
TRAVAIL Kgm	0,056± 0,03	0,07 ± 0,03	0,25	-	0,40>p>0,35

Mais, le plus souvent, les auteurs ont mesuré la compliance pulmonaire, bien supérieure à la compliance thoraco-pulmonaire.

Nous essaierons donc surtout de comparer les résultats que nous obtenons avec un appareil à débit constant, et un appareil à débit sinusoïdal.

La compliance paraît plus haute sous ENGSTRÖM que sous SF4. Dans les conditions dans lesquelles la mesure de la compliance a été faite, le premier semble exiger une pression moins élevée pour ventiler le même volume.

Cette différence dépend-elle du régime de pression fourni par le respirateur ?.

Il aurait peu d'influence pour WATSON, qui accorde à la durée d'insufflation un rôle essentiel. Pour NORLANDER, le "plateau" permet une meilleure égalisation des pressions dans le poumon (nous rapprochant des conditions de mesure d'une compliance statique). Un débit variable assurerait, plus qu'un débit constant, une distribution homogène, ventilant de manière égale des zones pulmonaires à constantes de temps différentes.

Cette notion paraît confirmée par les travaux de LYAGER qui compare, devant des poumons fantômes, un appareil à débit sinusoïdal et un appareil à débit constant. Si les compliances du poumon ne sont pas homogènes, la ventilation se distribue régulièrement aux différents secteurs pendant le plateau. Ce phénomène ne se vérifie que si les résistances bronchiques sont normales et constantes, d'une partie du poumon à l'autre.

b- Les résistances dynamiques inspiratoires :

Elles sont variables en fonction du débit gazeux.

Nous les avons donc calculées pour un même débit avec chaque appareil (tableau 3), et pour le débit maximal (tableau 4) de l'ENGSTRÖM, toujours supérieur à celui du SF4.

Nous trouvons :

- pour l'appareil à flux constant :
  $5 \pm 0,3$ cm $H_2O/l/s$.

- pour l'appareil à flux variable :
  . $13,3 \pm 2,8$ cm $H_2O/l/s$. au même débit.
  . $11,2 \pm 2,4$ cm $H_2O/l/s$. au débit maximal.

Nos mesures montrent une différence importante entre les deux appareils (t de STUDENT : 8 ; $p<0,0005$).

Cette différence tient sans doute aux modalités d'écoulement des courants gazeux car les résistances sont proportionnelles au débit si le courant est laminaire (POISEUILLE), proportionnelles à son carré si le courant est turbulent (VENTURI).

Le débit accéléré de l'ENGSTRÖM induit sans doute des turbulences dans les voies respiratoires. Comme le confirment nos résultats, les résistances dynamiques sont plus élevées pendant la phase d'accélération qu'au maximum du flux (tableau 4).

Nous aurons à discuter l'importance de ces constatations.

c- *La puissance (tableau 3).*

La différence est aussi très significative entre les deux appareils :

- 0,09 ± 0,04 kgm/s avec un flux constant,
- 0,20 ± 0,06 kgm/s avec un flux variable.

Le t de STUDENT est 4,5 ; p<0,0005.

Ceci n'est pas surprenant, compte tenu de l'augmentation des résistances constatée au cours de l'accélération du flux. Peu d'auteurs ont étudié la puissance développée par le respirateur, chez des sujets normaux. Les résultats d'ENGSTRÖM et NORLANDER (1962) concernent la puissance maximale théorique de l'appareil, qui, dans le cas de l'ENGSTRÖM, peut atteindre 1 kgm/s..

d- Le travail respiratoire (tableau 3).

Il n'y a pas de différence significative entre les deux respirateurs, qu'il s'agisse du travail par cycle :

- SF4 : 0,056 ± 0,03 kgm / cycle,
- ENGSTRÖM : 0,070 ± 0,03 kgm / cycle,
- t de STUDENT : 0,25 ; 0,40>p>0,35

ou qu'il s'agisse du travail par litre de gaz ventilé : respectivement 0,135 et 0,142 kgm / l. en moyenne.

Avec l'ENGSTRÖM, déterminant l'économie énergétique de la respiration assistée, HERZOG (1968) trouve des valeurs de 0,04 à 0,05 kgm / cycle.

En résumé, nous constatons, au cours de la ventilation avec un flux variable et accéléré, une compliance un peu plus élevée qu'avec un flux constant, des résistances dynamiques et une puissance supérieures, pour un même travail respiratoire. Nous essaierons de tenir compte de ces résultats dans l'interprétation des mesures portant sur les échanges respiratoires.

C) *LA VENTILATION PULMONAIRE.*

Les mesures de ventilation que nous avons pratiquées visent à explorer l'efficacité des échanges gazeux entre l'atmosphère et le sang artériel. L'étude de la ventilation alvéolaire, de la ductance du CO_2 et de l'espace mort physiologique permettent seulement d'apprécier cette efficacité. Par les mesures du gradient alvéolo-artériel d'oxygène, du rapport ventilation/perfusion, et, nous l'avons vu, de la mécanique respiratoire, nous espérons pouvoir approcher le mécanisme des échanges gazeux.

La mesure de la ventilation alvéolaire, à l'aide de l'équation de ENGHOFF-ROSSIER, admet comme approximation que les P CO_2 artérielles et alvéolaires sont les mêmes. Celles-ci sont approchées en respiration artificielle. POCIDALO trouve des différences de P CO_2 négligeables. Mais il n'en est pas de même pour ULMER, pour SEVERINGHAUS et STUPFEL. En effet, une perturbation du rapport ventilation/perfusion peut provoquer l'apparition d'un gradient alvéolo artériel. Nous reviendrons sur ce problème lors de la discussion, mais nous devons d'emblée signaler un risque d'erreur sur les valeurs absolues de la ventilation alvéolaire, et de l'espace mort.

Cependant, du fait de la similitude de nos conditions de travail, nous pensons être en droit de discuter, à partir des résultats obtenus, l'incidence du type de respiration assistée sur les échanges gazeux.

Les moyennes de ces résultats sont rassemblées dans le tableau 18.

1) VENTILATION ALVEOLAIRE, RAPPORT VA/V , DUCTANCE DU CO_2 (TABLEAUX : 11,12,13.).

Nous savons que chacun des deux types de ventilation assistée assure la même ventilation alvéolaire chez nos sujets (p. 70).

TABLEAU 18 : *Résultats moyens et analyse statistique des différences des valeurs des échanges gazeux.*

Mesure	*Appareil à flux constant*	*Appareil à flux accéléré*	*t de Student*	*Degré de signification de la différence*	*Probabilité d'erreur*
$\dot{V}A$ (l/mn)	4,45 ± 1,15	4,47 ± 0,94	0,03	-	0,49>p>0,48
$\dot{V}A/\dot{V}$	0,53 ± 0,06	0,58 ± 0,08	1	?	0,20>p>0,15
PE CO_2/$PaCO_2$	0,43 ± 0,05	0,47 ± 0,07	0,93	?	0,20>p>0,15
$\dot{V}D$ (l/mn)	3,98 ± 0,69	3,23 ± 0,52	1,80	++	0,05>p>0,025
VD/VT	0,56 ± 0,05	0,52 ± 0,05	1,01	+	0,15>p>0,10
$\dot{V}A/\dot{Q}$	I,04 ± 0,10	1,10 ± 0,12	0,34	-	0,40>p>0,35
P(A - a) O_2 mm Hg	30,8 ± 16,54	32,5 ± 14,58	0,26	-	0,49>p>0,48
R	0,78 ± 0,10	0,84 ± 0,06	0,86	-	0,25>p>0,20

Les valeurs de ce paramètre sont proches de celles de la littérature (ALBRITTEN 1954, BURRIS 1966, GRENVIK 1966), et correspondent à celles, théoriques, que prévoit le nomogramme d'ENGSTRÖM (1959).

Par contre, le rapport $\dot{V}A/\dot{V}$ paraît différent selon que l'on utilise un appareil à flux constant, ou à flux variable :

- 0,53 ± 0,06 dans le premier cas,
- 0,58 ± 0,08 dans le second cas.

L'analyse statistique montre que cette différence est faiblement significative (t de STUDENT : 1 ; 0,20>p>0,15).

La ductance du CO_2, qui, pour LACOSTE, a la même signification que le rapport $\dot{V}A/\dot{V}$, montre les mêmes différences puisque l'on trouve :

- 0,43 ± 0,05 avec un débit constant,
- 0,47 ± 0,07 avec un débit variable,

Le t de STUDENT est à 0,93, la probabilité comprise entre 0,20 et 0,15.

2) ESPACE MORT PHYSIOLOGIQUE, RAPPORT VD/VT (TABLEAUX 14 et 15)

En iso-ventilation alvéolaire, les valeurs moyennes de l'espace mort physiologique montrent une différence significative :

- 3,98 ± 0,69 l/mn sous SF4,
- 3,23 ± 0,52 l/mn sous ENGSTRÖM.

Le t de STUDENT est 1,80 ; 0,05>p>0,025.

Le rapport VD/VT suit les mêmes variations et présente une différence analogue à celle observée pour la ductance et le rapport $\dot{V}A/\dot{V}$:

- 0,56 ± 0,05 avec le SF4 ,
- 0,52 ± 0,05 avec l'ENGSTRÖM ,
- t de STUDENT = 1,01
- 0,15>p>0,10

Les valeurs obtenues pour les rapports $\dot{V}A/\dot{V}$ et VD/VT s'alignent sur celles, nombreuses, relevées dans la littérature (ALBRITTEN, BURRIS, CARDINAUD, COOPER, FAIRLEY,GRENVIK, NUNN, HEDLEY-WHITE, WATSON).

Mais, l'écart constaté entre les valeurs moyennes ne correspond pas exactement aux prévisions que permettent de faire le nomogramme d'ENGSTRÖM pour son appareil, et la formule donnée par SABATHIE pour le SF4 (p.65 tableau 16).

Cette notion n'est pas sans importance pratique : à chaque type d'appareil correspond vraisemblablement un espace mort physiologique dépendant de ses caractéristiques et les normes théoriques ne peuvent être appliquées qu'avec un facteur de correction qui reste le plus souvent à déterminer.

3) DEBIT CARDIAQUE, RAPPORT VENTILATION/PERFUSION (TABLEAUX 8 et 9).

Dans les conditions expérimentales choisies, les débits moyens et les index cardiaques moyens sont les mêmes (4,63 et 4,48 l/mn. ; 2,80 et 2,73 l/mn/m_2.).
Il n'y a pas non plus de différences significatives (t = 0,34 ; 0,40>p>0,35) entre les résultats du rapport $\dot{V}A/\dot{Q}$, avec un respirateur à débit constant (1,04 ± 0,10) ou à débit accéléré (1,10 ± 0,12).

Les valeurs du rapport $\dot{V}A/Q^{\cdot}$ sont supérieures à celles que l'on observe en respiration spontanée. Elles sont, par contre, analogues à celles trouvées par GRENVIK, en respiration artificielle.

4) DIFFERENCE ALVEOLO-ARTERIELLE D'OXYGENE (TABLEAUX 6 et 7).

Nos résultats sont dispersés, et les mesures faiblement reproductibles. L'analyse statistique est donc difficile. Mais les valeurs obtenues paraîssent équivalentes dans les deux cas :

- 30,8 $\pm$ 16,54 mm Hg au SF4
- 32,5 $\pm$ 14,58 mm Hg à l'ENGSTRÖM.

Le t de STUDENT est 0,26, et la probabilité comprise entre 0,49 et 0,48.

Dans les mêmes conditions, FAIRLEY, GRENVIK, NUNN trouvent des différences alvéolo-artérielles du même ordre de grandeur, un peu supérieures cependant : 53,7 ; 34 ; 52 mm Hg.

Au total, pour une même ventilation alvéolaire, nous obtenons un espace mort physiologique statistiquement plus important avec le respirateur à débit constant, qu'avec l'appareil à débit sinusoïdal. Malgré le faible nombre de nos mesures, et la dispersion des résultats, cette différence paraît confirmée par les valeurs des rapports $\dot{V}A/\dot{V}$ et VD/VT, et de la ductance du CO_2. Il existe également une différence pour les valeurs de la compliance totale, et des résistances dynamiques inspiratoires. Par contre, l'analyse statistique montre que le gradient alvéolo-artériel d'oxygène, le débit cardiaque, et le rapport $\dot{V}A/Q^{\cdot}$ n'ont pas varié.

Ces différences tiennent-elles aux caractéristiques du débit gazeux induit par le respirateur, et quel en est le mécanisme ? Le paragraphe suivant sera consacré à cette discussion.

D/ DISCUSSION.

On sait depuis longtemps que la ventilation artificielle perturbe les rapports ventilation/perfusion (RAHNN, FAHRI). Nos mesures retrouvent une telle altération : un gradient alvéolo-artériel supérieur à la normale, un rapport ventilation/ perfusion global lui aussi élevé traduisent l'existence de zones pulmonaires ventilées et non perfusées (RILEY). Mais il est difficile de savoir si ces perturbations sont d'origine hémodynamique, ventilatoire, ou si elles dépendent des deux facteurs à la fois.

Les résultats discordants que nous avons pu constater lors de l'emploi de deux respirateurs artificiels de principe différent, peuvent-ils apporter quelques arguments à cette discussion ?

S'expliquent-ils par des perturbations ventilatoires ? ou circulatoires ?

Nous allons envisager successivement ces deux hypothèses, discutant d'abord le cas d'éventuelles modifications hémodynamiques.

La respiration artificielle en pression positive intermittente peut modifier l'hémodynamique pulmonaire, du fait de l'augmentation de la pression intra-thoracique (COURNAND 1947, 1948 ; WITTENBERGER).

Mais au cours de nos mesures, les pressions moyennes appliquées aux poumons ont peu varié, et ont toujours été plus basses sous SF4, que sous ENGSTRÖM (tableau 3). Si, comme le suggère SEVERINGHAUS, une augmentation de l'espace mort physiologique traduisait toujours une altération de la distribution sanguine pulmonaire, nous obtiendrions un espace mort physiologique supérieur avec l'appareil produisant la pression la plus haute, ce qui n'est pas le cas.

D'ailleurs, l'équilibre hémodynamique de nos malades ne semble pas avoir été modifié par le changement de respirateur. En effet, le rejet de CO_2 et la consommation d'oxygène sont restés stables, de même que la fréquence cardiaque, la tension artérielle systémique, le débit cardiaque et le rapport $\dot{V}A/\dot{Q}$.

Enfin, pour une même Pa CO_2, nous n'avons pas constaté de variations de la Pa O_2 (tableau 6), bien que le gradient alvéolo- artériel d'oxygène moyen soit assez élevé. Il n'apparait donc pas d'effet shunt lorsque l'on change de respirateur, ou, si ce shunt existait, il ne semble pas se modifier.

L'altération des rapports ventilation/perfusion observée en respiration artificielle est donc, peut-être, liée en partie à des perturbations de la distribution sanguine. Mais ces modifications qui restent d'ailleurs à préciser, ne rendent pas compte de manière satisfaisante des variations de l'espace mort physiologique que nous avons pu constater.

Ces derniers ne peuvent s'expliquer que par un trouble de la diffusion ou de la ventilation.

Les phénomènes qui se passent au niveau de la membrane alvéolo-capillaire, ont été assez peu étudiés en respiration artificielle (GREENFIELD),et paraîssent négligeables, chez des sujets aux poumons sains, ventilés depuis peu, et non surinfectés. De plus, si des troubles de la diffusion existent, il ne semble pas que le passage d'un appareil à l'autre ait pu les influencer, puisque la Pa O_2 de nos sujets n'a pas varié lors du changement de respirateur.

On peut donc penser que les perturbations des rapports ventilation/perfusion sont liées essentiellement à des phénomènes ventilatoires, portant surtout sur la distribution gazeuse.

Un travail récent de BRENDSTRUP montre d'ailleurs que la distribution régionale de la ventilation, explorée au Xénon 133, est plus régulière sous respirateur, qu'en respiration spontanée.

Il serait donc intéressant d'essayer de préciser la cause de ce phénomène. Il ne faut pas perdre de vue que, du fait de leurs principes de conception différents, les deux appareils que nous avons utilisés au cours de notre étude fournissent, l'un, un flux dit constant, l'autre, un flux accéléré. Il en résulte des volumes courants et des régimes de pression différents, dont les effets pourraient nous fournir une explication à propos du problème qui nous intéresse.

Pour LYNCH, l'élévation de la pression intra-bronchique s'accompagne d'une augmentation du calibre des bronches, et par conséquent d'un accroissement de l'espace mort anatomique. Si tel était le cas, nous devrions trouver un espace mort plus important lors de la ventilation à l'ENGSTRÖM, que lors de l'utilisation du SF4. Cette hypothèse ne semble pas devoir être retenue, pour nos mesures tout au moins.

De nombreux auteurs ont aussi invoqué la constitution de micro-étélectasies, survenant au cours d'une ventilation artificielle prolongée, surtout si la pression moyenne est basse (MEAD). Mais ces micro-atélectasies s'accompagneraient plus d'un effet shunt, que d'une augmentation de l'espace mort, et là non plus, nous ne retiendrons pas cette explication.

Enfin, dernière incidence à envisager, le volume courant est modifié lors du changement d'appareil.

Ceci pourrait alors expliquer les modifications constatées de la distribution (YOUNG). Mais, les travaux de BOUHUYS (1961) en respiration spontanée, et ceux de COOPER en respiration artificielle montrent que l'incidence du volume courant sur l'espace mort est faible, et que le rapport VD/VT reste constant.

Reste à envisager l'influence du type de débit sur la distribution gazeuse. Cette incidence a été assez peu étudiée dans la littérature.

Sur poumon "fantôme", HERZOG (1968) trouve qu'un appareil à flux sinusoïdal et accéléré comme l'ENGSTRÖM, assure une meilleure homogénéité de la ventilation, du fait de l'équilibre des pressions, qui se produit à la fin du plateau.

Pour LYAGER, nous l'avons vu, l'appareil à débit sinusoïdal paraît ventiler de manière plus homogène des poumons fantômes, si les variations des constantes de temps des différentes zones sont liées à des variations de la compliance. Par contre, si ces zones diffèrent par leurs résistances dynamiques, un flux constant assurerait une meilleure distribution.

Notre travail, qui comporte une étude des rapports ventilation/perfusion comme l'ont fait différents auteurs, ne permet pas d'appréhender de façon complète la nature des perturbations des échanges gazeux observés en respiration artificielle. Cependant, il permet, semble-t-il, d'apporter quelques arguments supplémentaires à l'hypothèse d'une perturbation essentiellement ventilatoire.

En effet, l'augmentation de l'espace mort, sans modifications de l'effet shunt traduit plutôt, pour FAHRI, un trouble de la distribution gazeuse. De plus, nous avons vu que, lorsque le sujet est ventilé avec un appareil à débit sinusoïdal, la compliance est plus élevée. Ce phénomène permettrait, sans doute, et ceci confirmerait les travaux de HERZOG, une ventilation plus homogène dans des zones pulmonaires à constantes de temps différentes. Par opposition, un appareil à débit constant ventilerait davantage les zones à compliance élevée, que les zones à compliance basse, dans un poumon inhomogène. Dans ces conditions, il n'y aurait pas à s'étonner que, pour une même ventilation alvéolaire, un tel appareil doive fournir une ventilation globale plus importante, qu'un respirateur à flux variable.

Cette notion s'applique aux poumons sains. En sera-t-il de même pour un poumon pathologique ? Nous avons vu que, dans nos conditions de travail, les résistances dynamiques sont, sous ENGSTRÖM, bien plus importantes que sous SF4. L'appareil dispose d'une puissance suffisante pour vaincre ces résistances, et une partie de cette puissance reste disponible pour assurer la qualité de la distribution bronchique. Qu'en sera-t-il si les poumons du malade offrent des résistances supérieures à la normale ? Nous savons que, pour LYAGER, l'appareil à débit constant assurera alors une distribution peut-être plus homogène, et le résultat de nos mesures de résistances le laisse supposer. Mais, des études plus précises et plus nombreuses que celles que nous venons d'envisager, portant aussi bien sur des poumons normaux que pathologiques, restent à faire, pour mieux comprendre, et peut-être améliorer les incidences de la respiration artificielle sur la physiologie respiratoire.

Au total, les seuls éléments positifs que nous constatons, chez des sujets ventilés en iso-Pa CO_2, donc avec une ventilation alvéolaire identique, sont l'augmentation de la ventilation globale, la diminution de la compliance lorsque la ventilation à flux constant a été utilisée.

Il semble donc que ces modifications se rapportent davantage à la distribution gazeuse, qu'aux variations de la distribution sanguine pulmonaire.

$$$$$$$$$$
$$$$$$

CONCLUSIONS

Des malades à poumons sains ont été ventilés avec deux types de respirateurs artificiels, l'un à flux constant, l'autre à flux sinusoïdal et accéléré. Nous avons réglé ces machines de façon telle que la ventilation alvéolaire soit la même dans les deux cas. Les mesures de la mécanique respiratoire, des échanges gazeux et des rapports ventilation/perfusion montrent certaines différences. Lorsque l'on passe d'un flux constant à un flux accéléré, la compliance augmente, de même d'ailleurs que les résistances dynamiques, mais l'espace mort physiologique diminue, ce qui se traduit par une augmentation des rapports $\dot{V}A/\dot{V}$, VD/VT et de la ductance du CO_2. Par contre, l'index cardiaque, le rapport $\dot{V}A/Q$, le gradient alvéolo-artériel d'oxygène ne présentent pas de variations significatives.

Sur le plan pratique, il ressort de nos mesures que la ventilation globale appliquée avec un flux constant doit être plus importante que celle déterminée par un débit sinusoïdal, pour obtenir une même ventilation alvéolaire. Si on veut utiliser les nomogrammes existants, il paraît donc nécessaire d'envisager un facteur de correction propre à chaque appareil.

Sur le plan théorique, il semble que les variations que nous avons observées sont d'origine ventilatoire plus que circulatoire, et dépendent de l'influence du débit appliqué aux poumons sur la distribution gazeuse.

Mais, bien des mesures restent à faire, pour étudier de façon plus spécifique les modifications de la distribution sous respiration artificielle, et pour appliquer ces notions à des malades de types différents.

$$$$$$$$$$
$$$$$$

SERMENT

En présence des maîtres de cette École, de mes condisciples, je promets et je jure d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité dans l'exercice de la médecine.

Je donnerai mes soins à l'indigent et n'exigerai jamais un salaire au-dessus de mon travail. Admis dans l'intérieur des maisons, mes yeux ne verront pas ce qui s'y passe ; ma langue taira les secrets qui me seront confiés, et mon état ne servira pas à corrompre les mœurs ni à favoriser le crime.

Reconnaissant envers mes Maîtres, je tiendrai leurs enfants et ceux de mes confrères pour des frères, et s'ils devaient apprendre la médecine ou recourir à mes soins je les instruirai et les soignerai sans salaire ni engagement.

Si je remplis ce serment sans l'enfreindre, qu'il me soit donné de jouir heureusement de la vie et de ma profession, honoré à jamais parmi les hommes. Si je le viole et que je me parjure, puissé-je avoir un sort contraire.

Vu,
Le Doyen :
H. BRICAUD

Bon à imprimer,
Le Président de Thèse :
R. CASTAING

Vu et permis d'imprimer,
Bordeaux, le 12 novembre 1969
Le Recteur de l'Université :
J. BABIN

A P P E N D I C E

Vérification de l'étanchéité de la valve de GODEL.

Dans les circuits, et les tuyaux du respirateur, reste un certain volume de gaz, qui n'est pas utilisé pour la ventilation pulmonaire. Comprimé à l'inspiration, il se détend à l'expiration. Il modifie ainsi la quantité et la composition des gaz recueillis à la sortie du circuit expiratoire de l'appareil. On peut éliminer une telle contamination, en interposant,entre la pièce en Y des tuyaux du respirateur et la sonde d'intubation (ou la canule de trachéotomie) une valve de GODEL (fig. 1, p. 24). On obtient ainsi un séparateur étanche entre les circuits inspiratoires et expiratoires. Le recueil des gaz expirés dans un sac de DOUGLAS est alors facile et précis.

En effet, la valve de GODEL se comporte comme un système anti-retour, qui isole l'espace aérien du sujet des tuyaux du respirateur. En appliquant une faible pression négative expiratoire, on assure un retour correct de la soupape de la valve à sa position d'équilibre.

Il fallait cependant vérifier l'étanchéité du système. Nous avons déterminé, par pneumotachographie, les débits gazeux en divers points du dispositif (fig. 4). Les résultats obtenus nous permettent d'affirmer que le montage est effectivement étanche.

$$$$$$$$$$
$$$$$$

B I B L I O G R A P H I E

1. ALBRITTEN F.F., HAUPT G.J., AMADEO J.H. - The change in pulmonary alveolar ventilation achieved by aiding the deflation phase of respiration during anesthesia for surgical operations.
Ann. Surg. 1954, 140, 4, 569, 582.

2. ARON E. - Histoire de l'anesthésie.
Expansion scientifique française, Edit. Paris 1954.

3. AYRES S.M., KOZAN R.L., LUKAS D.S. - The effects of intermittent positive pressure breathing on intrathoracic pressure, pulmonary mechanics, and the work of breathing.
Am. Rev. Resp. Dis., 1963, 87, 3, 370 - 379.

4. BARGETON D. - Etude de la distribution de la ventilation pulmonaire en régime sinusoïdal.
J. Physiol. Paris, 1964, 56, 530 - 531.

5. BARGETON D. - Mesure de la ventilation pulmonaire.
in "journées de Réanimation de l'hopital Cl. Bernard". ARNETTE, Edit., Paris, 1968, 283-294.

6. BAUMANN J. - Histoire de l'anesthésie.
Médecine de France , 1953, 48, 3.

7. BOUHUYS A. - Respiratory dead space.
in "Handbook of physiology respiration 1",
699 - 714, American Physiological society.
Wachington D.C. 1964.

8. BOUHUYS A., LICHTNECKERT S., LUNDGREN C., LUNDIN G. -
Vonluntary changes in breathing pattern and
N2 clearance from lungs.
J. Appl. Physiol., 1961, 16, 1039 - 1042.

9. BOUHUYS A. - Distribution of inspired gas in the lungs.
in "Handbook of physiology. Respiration 1",
715 - 733, American physiological society,
Washington D.C. 1964.

10. BRENDSTRUP A. - The effect of artificial respiration
on the regional distribution of ventilation
examined with Xenon 133.
Acta Anaest. Scand. 1966, 10, Suppl. 23, 180 - 186.

11. BURRIS W.E., ALBRITTEN F.F. - The significance of the
lung-thorax compliance in ventilation during thoracic surgery.
J.T.C.V.S., 1966,32, (4), 454 - 463.

12. BUTLER J., SMITH B.H. - Pressure volume relationships
of the chest in the completely relaxated anesthetized patients.
Clin. Sci., 1957, 16, 125 - 146.

13. CARA M. - Les respirateurs artificiels, principes généraux et classification.
Acta. Anaest. Belg. 1960, 11, Suppl. 2, 311-317.

14. CARA M. - Technique de la respiration artificielle.
Anest. et Analg. 1955, 12, 974 - 1020.

15. CARA M., BLUMENFELD M., HARMEL M., GEMPERLE M, ARAUJO S.,
DU CAILAR J., HUGUENARD P., SABATHIE M., ECHTER E.,
STIEGLITZ P. - Les respirateurs (discussion
planifiée).
Ann. Anesth. Franç. 1967, 8, 2, 1079 - 1104.

16. CARDINAUD J.P. - Contribution à l'étude expérimentale et clinique de la respiration artificielle. Thèse Bordeaux, 1967, N° 42.

17. CASTAING R., NEVERRE G., CHEVAIS R., GILLARDEAU G., SABATHIE M. - Aspects de la mécanique pulmonaire pendant un cycle de la respiration artificielle ; incidences sur la ventilation. Ann. Anesth. Franç. 1965, 6, 319 - 324.

18. CASTAING R., NEVERRE G., CARDINAUD J.P., DUMAZEAU M.M. BELLET M. - Mesure des résistances dynamiques des voies aériennes par la méthodes des interruptions. Technique, résultats. Bordeaux Médical, 1969, 2, 275 - 295.

19. COOPER E.A. - Physiological deadspace in passive ventilation : outline of a study. Anaesthesia, 1967, 22, 1, 90 - 100.

20. COOPER E.A. - Physiological dead space in passive ventilation : relationships with tidal volume, frequency, age, and minor upsets of respiratory health. Anaesthesia, 1967, 22, 2, 199 - 219.

21. BIRNBAUM M.L., CREE E.M., RASMUSSEN H., LEVIS P., CURTIS J.K. - Effects of intermittent positive preasure breathing on emphysematous patients. Am. J. Med. 1966, 41, 552 - 561.

22. COURNAND A., MOTLEY J.C., WERKÖ L. - Mechanism underlyring cardiac output changes during intermittent pressure breathing. Fédération Proc. 1947, 6, 92.

23. COURNAND A., MOTHLEY J.C., WERKÖ L., RICHARDS D.W. - Physiological studies of the effects of intermittent positive pressure breathing on cardiac output in man. Am. J. Physiol. 1948, 152, 162.

24. EGBERT L.D., LAVER M.B., BENDIXEN H.H. - Intermittent deep breaths and compliance during anesthesia in man.
Anesthesiology 1963, 24, 57 - 60.

25. EMERSON P.A., TORRES G.E., LYONS H.A. - Effect of intermittent positive-pressure breathing on the lung compliance and intra-pulmonary mixing of gases.
Thorax, 1960, 15, 2, 124 - 131.

26. ENGSTRÖM C.G. - The clinical application of prolonged controlled ventilation.
Acta. Anaest. Scand. 1963, suppl. 13.

27. ENGSTRÖM C.G., HERZOG P. - Ventilation nomogram for practical use with the ENGSTRÖM Respirator.
Acta Chir. Scand. 1959, suppl. 245.

28. ENGSTRÖM C.G., HERZOG P., NORLANDER O.P., SWENSON S.A.- Ventilation nomogram for the newborn and small children to be use with the ENGSTRÖM Respirator.
Acat anaest. Scand. 1962, 6, 175.

29. ENGSTRÖM C.G., NORLANDER O.P. - A new method for analysis of respiratory work by measurement of the actual power as a function of gas flow, pressure and time.
Acta Anaest. Scand. 1962, 6, 49 - 55.

30. FAIRLEY H.B., BLENKARN G.D. - Effect on pulmonary gas exchange of variations in inspiratory flow rate d during IPP ventilation.
Brit. J. Anaest. 1966, 38, 5, 320 - 328.

31. FENN W.O., RAHN H., OTIS A.B. - A theorical study of the composition of the alveolar air at altitude.
Am. J. Physiol. 1946, 146, 637 - 753.

32. FERRIS B.G., MEAD J., WHITTENBERGER J., SAXTON G. - Pulmonary function in convalescent poliomyelitis patients.
New Eng. J. Med. 1952, 247, 390.

33. FLEISCH A. - Der Pneumotachograph .
Helv. Physiol. Acta., 1956, 14, 363 - 368.

34. FORSTER R.E. - Diffusion of gases.
in"Handbook of physiology. Respiration 1", 839 - 872, American Physiological society. Washington D.C. 1964.

35. GAUDEBOUT C., POCIDALO J.J. - Etude fonctionnelle des relations ventilation-perfusion.
Rev. Prat. 1965, 15, 1507 - 1517.

36. GILLES M.R. - Les appareils de ventilation artificielle in "Exposés d'Anesthésiologie à l'usage des praticiens et des étudiants". 2ème série.
Masson Edit. Paris 1964.

37. GREENFIELD L.J., EBERT P.A., BENSON D.W. - Atelectasis and surface tension properties of lung extract following positive pressure ventilation and over inflation.
Surg. Forum, 1963, 14, 239 - 240.

38. GREENFIELD L.J. - Effect of positive pressure ventilation on surface tension properties of lung extracts.
Anesthesiology, 1964, 25, 3, 312 - 316.

39. GRENVIK A. - Respiratory, circulatory and metabolism effects of respiratory treatments.
Acta scand., 1966, 19.

40. GRENVIK A. - Errors of dye dilution method compared to direct FICK method in determination of cardiac output in man.
Scand. J. Clin. and Lab. Invest. 1966, 18, 1 - 7.

41. GRENVIK A., HEDSTRAND U., - The reliability of pneumotachography in respirator ventilation. An experimental study.
Acta anaest. Scand., 1966, 10, 157 - 167.

42. GRENVIK A., HEDSTRAND U., SJÖGREN H. - Problems in pneumotachography.
Acta anaest. Scand. 1966, 10, 147 - 155.

43. HARMEL M.H., EDLER J.D., NORLANDER O.P. - Flow-pressure volume characteristics of some différent respirators.
Acta Anaest. Scand. 1960, Suppl. 62.

44. HATZFELD C., ATLAN G., BRILLE D. - Ventilation alvéolaire et espace mort fonctionnel chez 48 bronchitiques chroniques avec insuffisance respiratoire.
Bull. Physio-path. Resp. 1966, 2, 439 - 450.

45. HEDLEY-WHITE J., PONTOPPIDAN H. and MORRIS M.J. - The reponse of patients with respiratory failure and cardiopulmonary disease to different levels of constant volume ventilation.
J. Clin. Invest. 1966, 45, 1543 - 1554.

46. HEDSTRAND U. - Mechanical work of breathing in normal subjects analysed with a computer technic.
Scand. J. Clin. Lab. Invest. 1969 , 24, 1, 83 - 89.

47. HERZOG H. - Pressure-cycled ventilators.
Ann. N.Y. Acad. Sci., 1965, 121, 751 - 756.

48. HERZOG P. - Le respirateur universel d'ENGSTRÖM.
Acta Anaest. Belg. 1960, 2, 326 - 334.

49. HERZOG P., NORLANDER O.P. - A precision method for the dynamic volume flow calibration during pneumotachography.
Acta Anaest. Scand. Suppl. 24, 119 - 126.

50. HERZOG P., NORLANDER O.P. - Distribution of alveolar volume with different types of positive pressure gas-flow patterns.
Opuscula Medica, 1968, 1, 3 - 18.

51. HOLADAY D.A., RATTENBORG C.C. - The respirators.
Anesthesiology, 1962, 23, 4, 493 - 506.

52. JOLIS P. - Appareils de ventilation artificielle.
E.M.C., 36, 967 G 10.

53. JOLIS P. - Quelques exemples de pertes de charge dans les circuits respiratoires et les sondes d'intubation chez l'enfant.
Ann. Anesth. Franç. 1965, 2, 6, 325 - 329.

54. LACOSTE J. - La ventilation alvéolaire.
in "L'exploration fonctionnelle pulmonaire".
DENOLIN H., SADOUL P., ORIE N.G.M., 544 - 585,
1 vol. FLAMMARION Edit. Paris 1964.

55. LACOSTE J. RIZZO A. - La ventilation alvéolaire.
in" Session d'Enseignement Post-universitaire d'automne de Nancy", 1965, 27 - 30.

56. LACOSTE J., SCHRIJEN F., SAUNIER C. - Exploration de la distribution aérienne pulmonaire.
Rev. Prat. 1965, 15, 1483 - 1496.

57. LACOSTE J., ROUCH Y., RIZZO A. - Mesures simultanées des coefficients de ductance pulmonaire pour CO_2, O_2, et CO (homme sain et malade au repos).
Bull. Physio-path. Resp., 1966, 2, 553 - 567.

58. LACOSTE J. - L'exploration fonctionnelle respiratoire en 1968.
in "Session d'enseignement post-universitaire de Nancy". 1968, 16 - 21.

59. LILJESTRAND G. - Untersuchung über die Atmungsarbeit
Scand. Archiv. Für physiol., 1918, 35, 199-293.

60. LYAGER S. - Influence of flow pattern on the distribution of respiratory air during intermittent positive pressure ventilation.
Acta Anaest. Scand. 1968, 4, 12, 191 - 211.

61. LYNCH S., LEVY A., ELLIS K. - Effects of alternating positive and negative endotracheal pressures on the caliber of bronchi.
Anesthesiology, 1959, 20, 3, 325 - 329.

62. MAROGER M. - Histoire de l'anesthésie par inhalation.
Cahiers Anesth. 1954, 2, 3, 191 - 207.

63. MARSHALL B.E. - Physiological shunting and deadspace during spontaneous respiration with Halothane axygen anaesthesia and the influence of intubation on the physiological deadspace.
Brit. J. Anest. 1966, 38, 911 - 922.

64. MARSHALL R. - Objective test of respiratory mechanics.
in "Handbook of physiology, Respiration 2" 1399.
Américan Physiological sociéty - Washington D.C. 1964.

65. MEAD J., COLLIER C. - Relation of volume history of the lungs to respiratory mechanics in anesthetized dogs.
J. Appl. Physiol., 1959, 14, 5, 669 - 678.

66. MIRABEL J., CARA M. - Mesure de la consommation d'oxygène sous respiration artificielle en chirurgie cardiaque, premiers résultats.
Anesth. Analg. Réan. 1963, 4, 20, 887 - 895.

67. MUSHIN W.W., RENDELL-BAKER L., THOMPSON P.W. - Automatic ventilation of the lungs.
Blackwell Scientific publications, Edit. OXFORD 1959.

68. NAKAMURA Y., TAKISHIMA T., SAGI Y., OKUBO T. - A rent method of analyzing the distribution of mechanical time constant in the lungs.
J. App. Physiol. 1966, 21, 265 - 270.

69. NORLANDER O.P. - Functional analysis of force and power of mechanical ventilators.
Acta Anaest. Scand., 1964, 8, 57 - 77.

70. NORLANDER O.P., ENGSTRÖM C.G. - Volume-controlled respirators.
Ann. N.Y. Acad. Sci., 1965, 121, 766 - 780.

71. NORLANDER O.P. - The use of respirators in anaesthesia and surgery.
Acta Anaest. Scand. 1968, Suppl. 30.

72. NUNN J.F., BERGMANN N.A., COLEMAN A.J. - Factors influencing the arterial oxygen tension during anaesthesia with artificiel ventilation.
Brit. J. Anest. 1965, 37, 898 - 914.

73. OPIE L.H., SPALDING J.M.K., STOTT F.D. - Mechanical properties of the chest during intermittent positive pressure breathing.
Lancet, 1959, 1, 545 - 550.

74. OPIE L.H., SPALDING J.M.K., CRAMPTON-SMITH A. - Intra thoracic pressure during intermittent positive pressure breathing.
Lancet , 1961, 1, 911 - 915.

75. OUREDNIK A., JEZEK V., HERLES F. - L'espace mort physiologique et les modifications respiratoires et hémodynamiques.
Bull. Physiopath. Resp. 1966, 2, 665 - 670.

76. OTIS A.B., Mc KERROW C.B., BARTLETT R.A., MEAD S., Mc ILROY M.B., SELVERSTONE N.J., RADFORD E.P. - Mechanical factors in distribution of pulmonary ventilation.
J. Appl. Physiol., 1956, 8, 427.

77. PESLIN R. - Etude sur modèle de la distribution aérienne au cours de la ventilation instrumentale.
Bull. Physiopath. Resp. 1966, 2, 253 - 272.

78. PESLIN R., SADOUL P. - Exploration de la mécanique ventilatoire.
Rev. Prat. 1965, 15, 1465 - 1481.

79. PETERS R.M. - The energy cost (work) of breathing.
Ann. Thor. Surg. 1969, 7, 51 - 67.

80. PIERCE E., VANDAM L. - Intermittent positive pressure breathing.
Anesthesiology, 1962, 23, 478 - 492.

81. POCIDALO J.J., BONNET Y. - Exploration de la diffusion alvéolo-capillaire.
Rev. Prat. 1965, 15, 1497 - 1504.

82. POISVERT M. - Ventilation artificielle des nouveau-nés
Ann. Anesth. Franç. 1967, 2, 8, 1185 - 1189.

83. RAHN H., FAHRI L.E. - Ventilation, perfusion, and gas exchange. The $\dot{V}A/Q\dot{}$ concept.
in" Handbook of physiology - respiration 1".
735 - 766, américan physiological sociéty,
Washington D.C. 1964.

84. RAHN H., FENN W.O. - A graphical analysis of the respiratory gas exchange. The O_2 - CO_2 diagram.
American physiological society Edit. Washington 1955.

85. RILEY R.L., COURNAND A. - "Ideal" alveolar air and the analysis of ventilation-perfusion relationships in the lungs.
J. Appl. Physiol., 1949, 1, 825 - 847.

86. RILEY R.L., COURNAND A. - Analysis of factors affecting partial pressures of oxygen and carbon-dioxide in gas and blood of lungs : theory.
J. App. Physiol., 1951, 4, 77 - 101.

87. RILEY R.L., COURNAND A. - Analysis of factors affecting partial pressures of oxygen and carbon-dioxide in gas and blood of lungs : method.
J. Appl. Physiol., 1951, 4, 102 - 120.

88. SABAR E.F., NORLANDER O.P., OSBORN J.J., GERBODE F. - Gas distribution in experimental unilateral bronchial constriction using an accelerating flow, volume-controlled respirator.
Surgery, 1965, 58, 4, 713 - 719.

89. SABATHIE M. - Etude expérimentale de la pression veineuse en fonction des pressions intra-thoraciques.
Ann. Anesth. Franç. 1963, 4, 1, 119 - 125.

90. SABATHIE M., SEGUIN J., BESSET Cl. - Utilisation peropératoire du respirateur SF4 chez le nouveau-né, le nourrisson et le jeune enfant.
Ann. Anesth. Franç. 1965, 2, 6, 349 - 356.

91. SAFAR P., AGUTO-ESCARRAGA L. - Compliance in apneic anesthetized adults.
Anesthesiology, 1959, 20, 3, 281 - 289.

92. SAFAR P., KUNKEL H.G. - Prolonged artificial ventilation in respiratory therapy.
in "Clinical anesthesia series".
F.A. Davis Company Edit. Philadelphia, 1965.

93. STRESEMANN E. - Fonctional reduction of anatomical dead space in the management of acute alveolar hypoventilation.
Anesthesiology, 1967, 28, 5, 941 - 943.

94. SIBILLE L., HENZEL D., VALLOIS J.M., POCIDALO J.J. - Mesure en continu et en circuit ouvert de la consommation d'oxygène et de la production de CO_2 chez le sujet soumis à la ventilation artificielle.
In "Journées de réanimation de l'hopital Claude Bernard" 307 - 323, Arnette Edit. Paris 1968.

95. STRESEMANN E. - Influence of variations pressure and flow rate sitting of volume-cycled respirators on minutes volumes, expiratory PØ O_2 and CO_2 of normal men during IPPB.
Anesthesiology, 1967, 28, 6, 1096 - 1100.

96. TORRES G.E., LYONS M.A., EMERSON P. - The effects of IPPB on the pulmonary distribution of inspired air.
Amer. J. Med. 1960, 29, 946 - 954.

97. ULMER W.T., REICHEL G., EY W., SCHWAB W. - Der Alveoläre Gasaustausch bei Beatmung mit dem Emerson-Plastikbeatmungshemd.
Anaesthesist, 1962, 11, 270 - 272.

98. WATSON W.E. - Observations on physiological dead space during intermittent positive pressure respiration.
Brit. J. Anaesth. 1962, 34, 502 - 508.

99. WITTENBERGER L.J. - Artificial respiration. Theory and applications.
Harper Row Edit. New York 1962.

100. WORKMAN J.M., PENMAN P.W.B., BROMBERGER BARNEA B., PERMUTT S., RILEY R.L. - Alveolar dead space, alveolar shunt and trans-pulmonary pressure.
J. Appl. Physiol., 1965, 20, 5, 816 - 824.

101. YAMAMURA H., OKADA K., KAMIYANA M. - Die Lungenfunktion während künstlicher Beatmung.
Anaesthesist., 1962, 11, 353 - 356.

102. YOUNG A.C., MARTIN C.J., HASHIMOTO T. - Can the distribution of inspired gas be altered?
J. Appl. Physiol. 1968, 2, 24, 129 - 134.

$$$$$$$$$$
$$$$$$

TABLE DES MATIERES

Pages

INTRODUCTION 1

CHAPITRE I - LES RESPIRATEURS ARTIFICIELS. 3

A - Les différentes catégories de respirateurs 5

B - Les insufflateurs 7
1/ Mode d'inversion du cycle respiratoire 7
2/ Types de courants gazeux contrôlés par l'appareil. 10
3/ Limitation et arrêt du courant gazeux. 11
4/ Possibilité de réaliser une expiration active. 12
5/ Les autres caractéristiques. 12

CHAPITRE II - MATERIEL ET METHODES. 15

A - Histoire clinique des malades explorés 17
1/ Résumé des observations 17
2/ Critiques. 20

B - Le matériel et les méthodes utilisés. 20
1/ Etude de la mécanique ventilatoire 21
2/ Les échanges gazeux. 30
3/ Etude du débit cardiaque. 37
4/ Dans quelques cas. 40

Pages

C - Protocole d'exploration 40
1/ Introduction 40
2/ Préparation du malade 40
3/ Réglage des appareils 41
4/ Chronologie des mesures..... 42

CHAPITRE III - RESULTATS. 43

CHAPITRE IV - COMMENTAIRES. 67

A - Critique de la méthodologie 69
1/ Pour que cette comparaison soit légitime.... 69
2/ Stabilité des conditions de mesure..... 70

B - Mécanique respiratoire. 71
1/ examen des tracés. 71
a- la pression. 71
b- le débit 72
c- rapports débit-pression 72
d- les courbes de volume, de puissance, de travail. 72

2/ Les valeurs calculées : compliance et résistances. 73
3/ Les résultats..... 74
a- la compliance totale. 74
b- les résistances dynamiques inspiratoires 76
c- la puissance 77
d- le travail respiratoire. 78

C - La ventilation pulmonaire 79
1/ Ventilation alvéolaire, rapport $\dot{V}A/\dot{V}$, ductance du CO_2 79
2/ Espace mort physiologique, rapport VD/VT. 81
3/ Débit cardiaque, rapport ventilation/perfusion. 82
4/ Différence alvéolo-artérielle d'oxygène 83

D - Discussion. 84

Pages

CONCLUSIONS 91

APPENDICE 93

BIBLIOGRAPHIE 95

$$$$$$$$$$
$$$$$$

Editions BERGERET - 2, rue Bergeret - Bordeaux - Tél.91.12.59.